

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta strojní
Katedra pružnosti a pevnosti

Pasivní kolenní motodlaha v traumatologii

kinematika a dynamika

Knee Passive Motion Splint in Traumatology
Kinematics and Dynamics

Student: Bc. Günther Theisz
Vedoucí diplomové práce: doc. Ing. Karel Frydryšek, Ph.D.

Ostrava 2013

Zadání diplomové práce

Student:

Bc. Günther Theisz

Studijní program:

N2301 Strojní inženýrství

Studijní obor:

3901T003 Aplikovaná mechanika

Téma:

Pasivní kolenní motodlaha v traumatologii - kinematika a dynamika
Knee Passive Motion Splint in Traumatology - Kinematics and Dynamics

Zásady pro vypracování:

Dle zadání proveďte rozbor kinematiky a dynamiky mechanismu pasivní kolenní motodlahy. Tato motodlaha se používá v rehabilitaci pacientů v Trauma centru na Fakultní nemocnici Ostrava. Proveďte rozbor pohybu při cvičení končetiny, stanovte zatížení jednotlivých členů mechanismu a zhodnoťte výhody a nevýhody stávající motodlahy. Pro řešení využijte také výpočtové SW dostupné na VŠB-TU Ostrava. Naznačte možná konstrukční vylepšení.

According to the instructions, to do kinematics and dynamics analysis for the mechanism of the knee passive motion splint. This passive motion splint is applied for patients in the Trauma Centre of the Faculty Hospital in Ostrava. To do analysis during the exercise of limb, evaluate loadings for each member of the mechanism and evaluate positive and negative sides of existing motion splint. For the solution use the computational SW available at VŠB-TU Ostrava. To indicate possible design improvements.

Seznam doporučené odborné literatury:

Žilka, L., Frydryšek, K., Pleva, L., Paša, L., Michal, P.: Průběžná zpráva o řešení projektu výzkumu a vývoje MPO FR-TI3/818 ZEVNÍ FIXACE za rok 2012
<http://aplmech.vsb.cz/zevni-fixace/>

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Karel Frydryšek, Ph.D.**

Datum zadání: 14.12.2012

Datum odevzdání: 20.05.2013

doc. Ing. Radim Halama, Ph.D.
vedoucí katedry



doc. Ing. Ivo Hlavatý, Ph.D.
děkan fakulty

Místopřísežné prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem celou diplomovou práci včetně příloh vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a uvedl jsem všechny použité podklady a literaturu.

V Ostravě 9. 5. 2013

.....


podpis studenta

Prohlašuji, že

- jsem byl seznámen s tím, že na moji diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména §35 – užití díla v rámci občanských a náboženských obřadů, v rámci školních představení a užití díla školního a §60 – školní dílo.
- beru na vědomí, že Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava (dále jen „VŠB-TUO“) má právo nevýdělečně ke své vnitřní potřebě diplomovou práci užít (§35 odst. 3).
- souhlasím s tím, že diplomová práce bude v elektronické podobě uložena v Ústřední knihovně VŠB-TUO k nahlédnutí a jeden výtisk bude uložen u vedoucího diplomové práce. Souhlasím s tím, že údaje o kvalifikační práci budou zveřejněny v informačním systému VŠB-TUO.
- bylo sjednáno, že s VŠB-TUO, v případě zájmu z její strany, uzavřu licenční smlouvu s oprávněním užít dílo v rozsahu §12 odst. 4 autorského zákona.
- bylo sjednáno, že užít své dílo – diplomovou práci nebo poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem VŠB-TUO, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly VŠB-TUO na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše).
- beru na vědomí, že odevzdáním své práce souhlasím se zveřejněním své práce podle zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, bez ohledu na výsledek její obhajoby.

V Ostravě: 9. 5. 2013

Te

podpis

Jméno a příjmení autora práce:

Bc. Günther Theisz

Adresa trvalek pobytu autora práce:

Sedliště 352

Frýdek – Místek; 739 36

Poděkování

Rád bych tímto poděkoval mému vedoucímu diplomové práce doc. Karlu Frydrýškovi, Ph.D. za cenné rady a připomínky, které pro mě byly cennou inspirací při vytváření této diplomové práce.

ANOTACE DIPLOMOVÉ PRÁCE

THEISZ, Günther; *Pasivní kolenní motodlaha v traumatologii – kinematika a dynamika: Diplomová práce*. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, Katedra pružnosti a pevnosti, 2013, 61s. Vedoucí práce: doc. Karel Frydryšek, Ph.D., ING-PAED IGIP.

Diplomová práce se zabývá analýzou pasivní kolenní motodlahy. V teoretické části jsou popsány různé druhy motodlah a jejich použití. Praktická část se zabývá kolenní motodlahou, která se používá k rehabilitaci pacientů v Trauma centru na Fakultní nemocnici Ostrava. Praktická část je rozdělena na dvě části. Nejprve je řešen rozbor kinematiky pro dvě varianty nastavení motodlahy, odpovídající maximální a minimální velikostí končetiny pacienta. Druhá část, rozbor dynamiky, je proveden pro variantu odpovídající maximální velikostí končetiny, jelikož souvisí i s maximálním zatížením motodlahy. Výsledky z kinematiky a dynamiky jsou vykresleny v grafech a uvedeny v tabulkách v závislosti na zvoleném parametru. V závěru diplomové práce je také uvedeno možné použití výsledků pro pevnostní analýzu jednotlivých členů motodlahy a také návrh nové konstrukce.

ANNOTATION OF THESIS

THEISZ, Günther; *Knee Passive Motion Splint in Traumatology – Kinematics and Dynamics: Thesis*. Ostrava: VŠB – Technical University of Ostrava, Faculty of Mechanical Engineering, Department of Mechanics of Materials, 2013, 61p. Thesis Head: doc. Karel Frydryšek, Ph.D., ING-PAED IGIP.

This thesis analyzes the knee passive motion splint. The theoretical part describes different types of splint and their use. The practical part describes the knee splint, which is used for rehabilitation of patients in the Trauma Center at the University Hospital of Ostrava. The practical part is divided into two parts. First part is the analysis of kinematics for two settings of splint corresponding to the maximum and minimum size of the patient's limb. The second part, dynamic analysis, is performed for the variant corresponding to the maximum size of the limb, because it is linked with maximum load. The results of the kinematics and dynamics are plotted in graphs and in tables, depending on the parameter. In conclusion of the thesis there is also shown possible using of the results for stress analysis of part of the splint and new the proposal design of the splint.

Obsah

	strana
Seznam použitých značek a symbolů.....	9
1 Úvod.....	11
2 Rehabilitační motodlahy	12
2.1 Rozdělení pasivních motodlah	13
2.1.1 Motodlaha kolenního a kyčelního kloubu	13
2.1.2 Motodlaha ramenního kloubu	14
2.1.3 Motodlaha loketního kloubu	15
2.1.4 Motodlaha pro horní a dolní hlezenní kloub	16
2.1.5 Ukázky dalších motodlah	17
3 Kolenní motodlaha Artromot-K1	18
3.1 Rehabilitace pomocí kolenní motodlahy	20
3.2 Základní části motodlahy1.1 Základní pojmy u prutových konstrukcí	21
3.3 Materiály použité pro motodlahu	22
4 Řešení z pohledu mechaniky.....	23
4.1 Vazby.....	24
4.1.1 Rovinné vazby a jejich schéma.....	25
4.1.2 Prostorové vazby a jejich příklad.....	26
4.2 Kinematické schéma motodlahy.....	27
4.3 Stupeň volnosti	28
4.3.1 Výpočet stupňů volnosti motodlahy.....	29
4.4 Varianty podrobené analýze	30
5. Řešení kinematiky.....	32
5.1 Závislost úhlu kolenního kloubu α na parametru L_p	34
5.2 Závislost úhlu členu 2 s rámem β na parametru L_p	35
5.3 Závislost úhlu členu 3 s rámem γ na parametru L_p	36
5.4 Závislost úhlu stehenní části δ na parametru L_p	37
5.5 Trajektorie vazby D v místě kolenního kloubu	38
5.6 Shrnutí výsledků v tabulkách	39
6. Řešení dynamiky.....	41
6.1 Rozložení hmotnosti těla.....	41
6.2 Rozdělení sil v motodlaze.....	43
6.3 Rozbor zatížení.....	45
6.4 Rozbor zatížení členu 2.....	46

6.4.1 Průběh sil v ose x	46
6.4.2 Průběh sil v ose y	47
6.5 Rozbor zatížení členu 3	48
6.5.1 Průběh sil v ose x	48
6.5.2 Průběh sil v ose y	49
6.6 Rozbor zatížení členu 4	50
6.6.1 Průběh sil v ose x	50
6.6.2 Průběh sil v ose y	51
6.7 Rozbor zatížení členu 5	52
6.7.1 Průběh sil v ose x	52
6.7.2 Průběh sil v ose y	53
6.8 Shrnutí výsledků v tabulkách	54
7 Využití výsledků	56
8 Nová konstrukce motodlahy	58
9 Závěr	59
10 Seznam použité literatury	60
11 Seznam příloh	61

Seznam použitých značek a symbolů

Veličina	Význam	Jednotka
$B_{0i}; B_{1i}; B_{2i}$	Koeficienty pro výpočet hmotnosti dle Zaciorského a Selujanova	1
E	Modul pružnosti	MPa
F_{kx}	Reakce v k-té vazbě ve směru x	N
F_{ky}	Reakce v k-té vazbě ve směru y	N
F_{L1}, F_{L2}	Aplikovaná síla od lýtky v místě uchycení opory	N
F_N	Aplikovaná síla od nohy v místě opory	N
F_S	Aplikovaná síla od stehna v místě uchycení opory	N
$F_{S(Lp)}$	Závislost aplikované síly od stehna na parametru L_p	N
G_i	Gravitační síla od i-té části dolní končetiny	N
G_j	Gravitační síla od j-tého členu motodlahy	N
G_L	Gravitační síla od lýtky	N
G_N	Gravitační síla od nohy	N
G_S	Gravitační síla od stehna	N
L	Počáteční vzdálenost vazby A a vazby F	mm
L_{FN}	Vzdálenost působíště od chodidla pro sílu od nohy	mm
L_L	Délka vysunutí lýtkové části	mm
L_m	Funkční délka šroubu	mm
L_N	Délka opory pro nohu	mm
L_p	Parametr mezi vazbou A a vazbou F	mm
L_{p1}	Vzdálenost vazby A a vazby F v poloze 1	mm
L_{p2}	Vzdálenost vazby A a vazby F v poloze 2	mm
L_{p3}	Vzdálenost vazby A a vazby F v poloze 3	mm
L_S	Délka vysunutí stehenní části	mm
L_z	Velikost z-ových souřadnic působíšť sil	mm
m_{dkmax}	Maximální hmotnost dolní končetiny pacienta	kg
m_i	Hmotnost i-té části dolní končetiny	kg
m_j	Hmotnost j-tého členu motodlahy	kg
m_L	Hmotnost lýtky	kg
m_N	Hmotnost nohy	kg

Veličina	Význam	Jednotka
m_{pmax}	Maximální hmotnost pacienta	kg
m_S	Hmotnost stehna	kg
m_{zs}	Celková hmotnost dle Zaciorského a Selujanova	kg
N	Počet těles soustavy včetně vztažného tělesa	1
n	Počet kroků výpočtu	1
N_v	Počet vazeb	1
p_{dk}	Hmotnostní podíl dolní končetiny	1
p_i	Hmotnostní podíl i-té části těla	1
p_L	Hmotnostní podíl lýtky	1
p_N	Hmotnostní podíl nohy	1
p_S	Hmotnostní podíl stehna	1
t_i	Doba pohybu pro i-tou variantu	s
v	rychlost posuvu	mm.s ⁻¹
v_{zs}	Výška osoby	cm
α	Úhel kolenního kloubu	°
β	Úhel členu 2	°
γ	Úhel členu 3	°
δ	Úhel stehenní části	°
μ	Poissonova konstanta	1
ζ_j	Třída kinematické dvojice j-té vazby	1
ζ_{pj}	Stupeň kinematické pasivity j-té vazby	1
ρ	Hustota materiálu	kg.m ⁻³
φ	Úhel	°

1 Úvod

Pasivní kolenní motodlaha Artromot K1 Comfort, viz obr. 1.1, se používá při rehabilitaci pacientů v Trauma centru na Fakultní nemocnici Ostrava. Určena je pro pacienty po zlomeninách nebo po operacích vazů kolenního kloubu.

Analýzu mechanismů je možné provést dvěma základními přístupy. Prvním přístupem je použití multibody systémů, kdy software vytvoří a vyřeší matematický model na základě vytvořeného geometrického modelu, nadefinovaných vazeb a vstupního pohybu. Druhý přístup je analytický, kdy řešitel sám sestaví matematický model, který odpovídá mechanismu.

Předmětem diplomové práce je rozbor kinematiky a dynamiky pasivní kolenní motodlahy. Rozbor kinematiky je zaměřen na dvě varianty nastavení odpovídající maximální a minimální velikosti končetiny pacienta. U rozboru dynamiky se počítá pouze s variantou odpovídající maximální velikosti končetiny pacienta. Analýza je provedena v programu MSC Adams 2012, kde je použit přístup multibody systémů. Po vytvoření prostorového geometrického modelu motodlahy jsou aplikovány okrajové a počáteční podmínky. Výsledkem je video sekvence pohybu celého mechanismu, průběh změny úhlů v závislosti na zvoleném parametru, průběh zatížení jednotlivých členů atd. Výsledky jsou pak dále zpracovány pro lepší přehlednost v programu Microsoft Excel. Použit je lze například při definování zatížení jednotlivých členů pro pevnostní analýzu nebo pro porovnání kinematiky pohybu upravené konstrukce motodlahy.



Obr. 1.1 Kolenní motodlaha Artromot-K1 Comfort [3]

2 Rehabilitační motodlahy

Motodlahy jsou zařízení, které se využívá při pasivní pohybové léčbě - Continuous Passive Motion (CPM). Jedná se o léčebnou rehabilitaci kloubů končetin za použití motodlahy po operacích a po úrazech. Výhodou je urychlení terapie, včasné obnovení pohyblivosti kloubů a zamezení komplikacím způsobených imobilizací. Přístroje nacházejí široké uplatnění v nemocnicích a to na rehabilitačním, ortopedickém, chirurgickém či traumatologickém oddělení. Také jsou hojně využívány v lázních, rehabilitačních ústavech či centrech a léčebnách pro dlouhodobě nemocné [1].

K léčebným efektům při použití motodlah patří podpora hojení chrupavek a vaziva, zamezení ztuhlosti, rychlejší vstřebávání otoků, zlepšení cévní a lymfatické cirkulace měkkých tkání kloubu [1].

Výhody a cíle pasivní pohybové léčby [3]:

- rychlejší uzdravení pacienta (dřívější návrat do pracovního procesu)
- pozitivní působení na průběh léčby
- předcházení funkčním onemocněním
- zlepšení pohyblivosti kloubů
- snížení rizika komplikací
- snížení celkové ceny rehabilitace
- bez vedlejších účinků
- zlepšení látkové výměny v kloubech (díky tomu napomáhá k jejich zlepšené výživě)
- zamezení ztuhnutí kloubů
- podpora hojení chrupavek, vazů, šlach a měkkých tkání
- rychlejší resorpce (vstřebávání) výronů
- zlepšení lymfatické a krevní cirkulace v měkkých tkáních
- předcházení trombózám¹ a emboliím²

Fyzioterapeutické postupy dle typu pohybu [2]:

- aktivní pohyb – je takový pohyb, kdy pacient musí aktivně přispívat k léčebnému procesu (např. cvičení),
- pasivní pohyb – je takový pohyb, kdy pacient se aktivně nepodílí na léčebném procesu (např. hydroterapie, elektroterapie, masáže, termoterapie, CPM...).

¹ Trombóza – tvorba trombů (krevních sraženin) uvnitř neporušených cév [4].

² Embolie – blokáda tepny kouskem materiálu, který putuje krevním oběhem [4].

2.1 Rozdělení pasivních motodlah

Motodlahy dlahy se běžně používají buďto přímo po operaci nebo v prvních týdnech po zákroku. Denní léčebný program se může lišit podle zranění nebo léčebné choroby. Délka léčebného harmonogramu může být až 4 hodiny denně. V případě operace nebo zranění kloubní chrupavky se doporučuje co možná nejdelší [5].

Rozdělení motodlah podle způsobu použití:

- motodlaha kolenního a kyčelního kloubu
- motodlaha ramenního kloubu
- motodlaha loketního a ramenního kloubu
- motodlaha pro horní a dolní hlezenní kloub
- motodlaha pro pohyb prstů včetně palce
- motodlaha pro zápěstí

2.1.1 Motodlaha kolenního a kyčelního kloubu



Obr. 2.1 – Motodlaha kolenního a kyčelního kloubu [6]

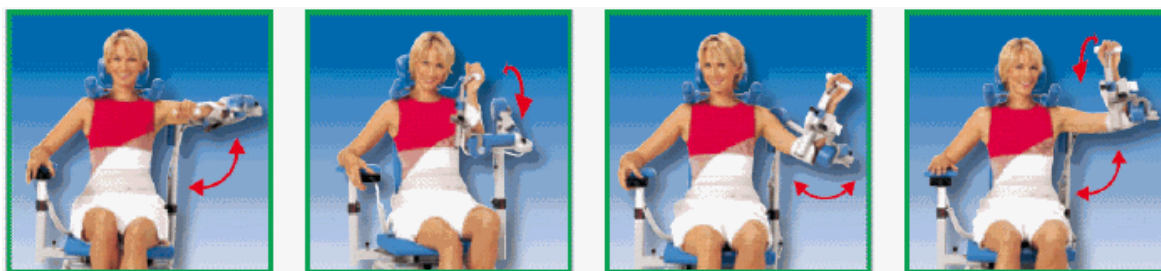
Kolenní motodlaha je určena pro pacienty po zlomeninách, po operacích vazů kolenního kloubu či kloubních náhradách. Zlepšuje rozsah hybnosti v kloubech a hodí se do počátečních dnů po velkých operacích. Motodlaha pomáhá pacientům zvýšit flexi a extenzi kolenního kloubu pomocí různých léčebných programů. Například lze jmenovat program postupného zvyšování rozsahu pohybu, zahřívací program nebo nastavení komfortní zóny, která poskytuje léčbu sníženou hranicí flexe (ohyb v kloubu) a extenze (narovnání v kloubu) kolenního kloubu [6].

2.1.2 Motodlaha ramenního kloubu



Obr. 2.2 – Ramenní motodlaha [6]

Anatomická ramenní motodlaha zobrazena na obr. 2.2 je vhodná pro léčení většiny poranění, pooperačních stavů a onemocnění ramenního kloubu. Je ideální volbou pro nemocnice a domácí rehabilitace. Je zajištěn přirozený pohyb, který snižuje zátěž kloubů. Jednotlivé pohyby, které umožňuje tato motodlaha jsou znázorněny na obr. 2.3. Pooperační pasivní pohyb pomáhá předcházet ztuhlosti kloubů, otokům, měkkých tkání, kontraktur³ a atrofií⁴ svalů [6].



Připažení / Upažení

Zvedání

Vnitřní / vnější rotace

Fyziologický pohyb

Obr. 2.3 – Pohyby umožňující ramenní motodlaha [5]

3 Kontraktura – zafixované držení určité části těla, způsobené nejčastěji zkrácením svalu [4].

4 Atrofie – svrašnění nebo vymizení tkáně v důsledku redukce množství nebo velikosti jeho buněk [4].

2.1.3 Motodlaha loketního kloubu



Obr. 2.4 – Loketní motodlaha [6]

Loketní motodlaha zobrazena na obr. 2.4 je vhodná pro léčení většiny poranění, pooperačních stavů a onemocnění loketního kloubu. Je navržena tak, aby zajistila anatomický pohyb loketního kloubu. Motodlaha zajišťuje celou řadu pohybů znázorněných na obr. 2.5.



Natažení



Ohnutí



Pronace⁵



Supinace⁶

Obr. 2.5 – Pohyby umožňující loketní motodlaha [5]

⁵ Pronace – rotace předloktí, kde se otočí hřbet ruky dopředu a dlaň dozadu, tzn. palcem k tělu [7].

⁶ Supinace – rotace předloktí, kde se otočí dlaň dopředu a hřbet ruky dozadu, tzn. malíčkem k tělu [7].

2.1.4 Motodlaha pro horní a dolní hlezenní kloub



Obr. 2.6 – Motodlaha pro horní a dolní hlezenní kloub [9]

Programovatelná motodlaha pro pasivní ošetření horního a dolního hlezenního kloubu je znázorněna na obr. 2.6. Podobně jako u ostatních je i zde motodlaha řízena dálkovým ovládáním s čipovou kartou pacienta. Konstrukce zajišťuje anatomicky správný pohyb končetiny. Na obr. 2.7 jsou zobrazeny pohyby, které tato motodlaha umožňuje.



Plantární flexe

Dorzální flexe

Inverze

Everze

Obr. 2.7 – Pohyby umožňující motodlaha pro horní a dolní hlezenní kloub [9]

2.1.5 Ukázky dalších motodlah

Motodlaha používaná pro plynulý pasivní pohyb prstů je zobrazena na obr. 2.8. Disponuje velmi jednoduchou přestavbou z pravé ruky na levou či na palec. Slouží k léčbě většiny poranění, pooperačních stavů a chorob kloubů prstů ruky [5].



Obr. 2.8 – Motodlaha pro prsty[5]

Motodlaha, která se používá pro pohyb zápěstí je znázorněna na obr 2.9. U této motodlahy je možné také nastavení odporu proti pohybu [5].



Obr. 2.9 – Motodlaha pro zápěstí [5]

3 Kolenní motodlaha Artromot-K1

Existuje více druhů kolenních motodlah, které se liší svými designem, kinematickým řešením a možnostmi přizpůsobení končetiny. Použití pro CPM je však u většiny hodně podobný. Cílem diplomové práce je rozbor kinematiky a dynamiky pasivní kolenní motodlahy Artromot-K1 Comfort viz následující obr. 3.1. Tato motodlaha se používá na Traumatologickém oddělení FN v Ostravě. Následující text diplomové práce se zabývá problematikou této motodlahy.



Obr. 3.1 Kolenní motodlaha Artromot-K1 Comfort [3]

Rozsah pohybu a možnosti nastavení [5]

- flexe (ohyb v kloubu) / extenze (narovnání v kloubu) – kolenní kloub -10° – 120°
- rychlost 23° až 230° / min
- pauzy ve flexi či extenzi 1 až 59 sekund
- výška pacientů od 120 do 200 cm
- max. hmotnost jedné končetiny 30 kg (odpovídá hmotnosti pacienta 161 kg, viz kapitola 6.1)

Přednosti kolenní motodlahy Artromot-K1 [5]:

- přístroj je řízen dálkovým ovladačem s čipovou kartou pacienta, na kterou jsou zaznamenávány všechny léčebné data,
- snadné nastavení základních léčebných parametrů – extenze, flexe, rychlost, pauza,
- rychlé a snadné nastavení motodlahy na anatomické rozměry pacienta pomocí aretačních šroubů a klipsů,
- zaručený anatomicky správný pohyb končetiny,
- není nutná přestavba pravá / levá končetina,
- podpěry stehna, lýtka a botička jsou vyrobeny z lehce omyvatelného materiálu,
- protiskluzová podložka,
- snadná manipulace díky hmotnosti motodlahy 11 kg
- moderní a ergonomický design
- přístroj je indikován k ošetření většiny poranění, postoperativních stavů a onemocnění kolenního a kyčelního kloubu
- možnost dodání transportního vozíku viz obr. 3.2
- pacient se může rehabilitovat také samostatně bez dozoru personálu dle pokynů obsluhy



Obr. 3.2 Transportní vozík pro kolenní motodlahu Artromot [5]

3.1 Rehabilitace pomocí kolenní motodlahy

Léčebná rehabilitace pomocí motodlahy Artromot K1 slouží především k zamezení poškození v důsledku imobilizace, včasnému obnovení nebolestivého pohybu kloubů a urychlení průběhu terapie s dobrým funkčním výsledkem [10].

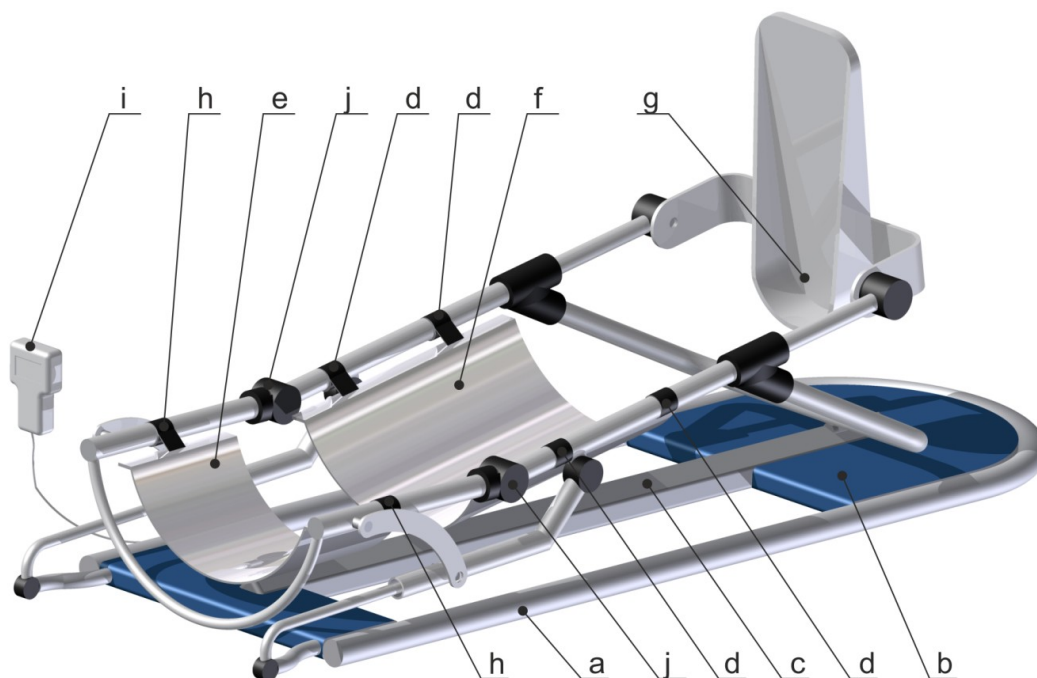
Kolenní motodlaha je vhodná rehabilitační pomůcka pro léčbu většiny poranění, postoperativních stavů a onemocnění kolenního a kyčelního kloubu. Používá se například po různých operacích jako například [5]:

- a) artrotomie – jedná se o otevření kloubní dutiny (nejčastěji skalpelem) za účelem náhrady kloubu, operační léčby zlomeniny a jiné,
- b) artroplastika včetně implantace endoprotézy – operace k obnovení funkce kloubu. Rozlišujeme resekční artroplastiku, kdy se resekuje (odstraní) část kloubu a interpoziční artroplastiku, kdy se do kloubu vkládají měkké tkáně (šlachy, fascie). Endoprotéza je zvláštní druh artroplastiky,
- c) mobilita kloubů v narkóze (umělém spánku),
- d) operativně zajištěné zlomeniny,
- e) zásahy na měkkých tkáních poblíž kloubu,
- f) operativní výměny svalů,
- g) korekční osteotomie – je druh operace, při kterém dochází k protnutí kosti. Cílem je změna tvaru či délky kosti při vrozených, či získaných deformitách. Korekční osteotomie představuje korekci osy či tvaru,
- h) odstranění tumoru (nádoru či jakékoli zduření části těla například při zánětu) poblíž kloubu,
- i) artrolýza – operativní odstranění tkání blokujících kloubní pohyb,
- j) proběhlé záněty,
- k) distorze a zhmožděnin kloubů - distorze (podvrtnutí) vzniká nepřímým působením nebo přímým násilím, když dojde k překročení fyziologického rozsahu pohybu v daném kloubu.

3.2 Základní části motodlahy

Princip je založen na rotaci šroubu hnaném krokovým motorkem umístěném v krytu motoru. Tento šroub posouvá nerotující matici a tím dochází k posuvu lýtkové části směrem k tělu (extenze) nebo od těla (flexe) a zároveň dochází k ohybu v místě kolenního kloubu.

Flexibilita motodlahy je dána možností nastavení úhlu kotníku, délky lýtky a stehna pomocí aretačních šroubů. Dále je možné nastavit dle individuálních potřeb podpěry, které podpírají zvláště stehno a lýtko, pomocí klipsů.



Obr. 3.3 Popis kolenní motodlahy

Označení	Popis části
a	Rám motodlahy
b	Kryt motoru
c	Kryt hnaného šroubu
d	Uchycení stehenní opory
e	Lýtková opora
f	Stehenní opora
g	Opora pro nohu
h	Uchycení lýtkové opory
i	Dálkové ovládání
j	Kloub v místě kolena

Tab. 3.1 – Popis kolenní motodlahy

Pohyb si řídící pacient sám pomocí dálkového ovládání dle rehabilitačního plánu. Krajiní polohy se nastaví dle individuálních potřeb v závislosti na prahu bolesti a možnostech léčby. Velikost kolenního úhlu je zobrazen na displeji ovládání.

3.3 Materiály použité pro motodlahu

Na materiály motodlahy se klade požadavek snadné údržby, vysoké nosnosti a minimální hmotnosti. Požadavky jsou kladeny nejen na funkčnost, ale i na dosažení maximální životnosti. V každém materiálu totiž vzniká při dlouhodobém používání poškození, které může skončit i únavovým lomem v místech koncentrace napětí.

Kostra motodlahy je vyrobena z hliníkové slitiny (dural), která se spojuje v jednotlivých kloubech. Opěry pro lýtkovou a stehenní část jsou tvořeny z plastu, který je lehký na údržbu v případě výskytu nečistot. Krokový motor zajišťující pohyb je ukryt v plastovém obalu spolu s hnacím šroubem v spodním rámu. Podrobnější popis mechanických vlastností materiálu a jejich použití je uvedeno v tabulce tab. 3.2 a tab. 3.3.

Materiál	Použití	Použito v modelu
Dural	Rám motodlahy	NE
	Kostra motodlahy	ANO
Plast	Kryty kloubů	NE
	Kryt motoru	NE
	Opора stehna, lýtka a nohy	NE
Ocel	Šroub	NE
	Matice	NE
Tkanina	Popruhy opor	NE

Tab. 3.2 – Materiály motodlahy

Model motodlahy tvoří pouze rám bez opor, krytů, opor, šroubu a motoru. Z tohoto důvodu nejsou materiálové vlastnosti těchto součástí uvedeny. Materiál rámu je dural, jehož materiálové vlastnosti jsou uvedeny v následující tabulce 3.3.

Materiál	Modul pružnosti v tahu E [MPa]	Poissonova konstanta μ [-]	Hustota ρ [kg.m ⁻³]	Použití
Dural	72500	0,34	2800	Kostra motodlahy

Tab. 3.3 – Materiálové vlastnosti duralu [14]

4 Řešení z pohledu mechaniky

Rozdělení mechaniky podle vztahu k příčinám pohybu:

- kinematika – popisuje pohyb těles bez ohledu na příčiny tohoto pohybu. Kinematika je taky známá sledováním geometrie pohybu.
- dynamika – zabývá se příčinami pohybu. Studuje souvislosti mezi pohybem a silami, které pohyb způsobují.

Přístupy k analýze kinematiky, statiky a dynamiky mechanismů:

- multibody systém,
- analytický přístup (sestavení vlastního matematického modelu).

Multibody systém je používán v programech (ProEngineer, Ansys, Adams, atd.) Výhodou je lepší vizualizace pohybu mechanismu (kolize hmot). Vytvoření simulace vyžaduje méně času, pokud je k dispozici prostorový model.

Sestavení vlastního matematického modelu může být provedeno v programech Matlab, Scilab, Mathematica atd. Nevýhodou je problematická vizualizace pohybu mechanismu. Matematický model je zato efektivnější, jelikož jej lze snadno parametrizovat.

Rozdělení mechaniky podle způsobu aproximace reálného tělesa

V programu Adams zavádíme tři druhy těles: [11]

- tuhá tělesa (rigid bodies),
- poddajná tělesa (flexible bodies),
- soustředěné hmoty (point masses).

Tuhá tělesa nejsou deformovatelná (nelze tedy změnit jejich tvar nebo objem), což znamená, že nepopisují přesně žádné reálné těleso (všechna reálná tělesa jsou totiž deformovatelná). Model tuhého tělesa je však možné využít k popisu pohybu tělesa a vyšetřování problémů spojených s konečnými rozměry reálných těles. Těmto tělesům je přiřazena hmotnost a momenty setrvačnosti.

Poddajná tělesa mají také setrvačné vlastnosti a navíc se mohou deformovat. Pro modelování poddajných těles je ale zapotřebí použít modul ADAMS/Flex.

Soustředěné hmoty mají pouze hmotnost a nemají momenty setrvačnosti. Používají se tam, kde můžeme zanedbat rozměry a tvar jednotlivých těles (popř. části tělesa) a nahradit je hmotnými body. Náhrada tělesa soustavou hmotných bodů umožňuje popsat složitější tělesa a zohlednit diskrétní strukturu hmoty.

Řešení kinematiky a dynamiky je provedeno prvním přístupem multibody systém v programu MSC Adams. Reálná tělesa budou aproximovány tuhými tělesy.

4.1 Vazby

Vazbou se zajistí spojení dvou hmotných útvarů (členů mechanismů), které umožňuje jejich vzájemné působení mezi nimi. Tato soustava těles spojených vazbami sloužící k transformaci pohybu se nazývá mechanismus.

Rozdělení mechanismů:

- rovinné – všechny členy konají rovinný pohyb v navzájem rovnoběžných rovinách,
- prostorové – alespoň jeden člen koná prostorový pohyb nebo členy konají rovinné pohyby v různoběžných rovinách.

Rozdělení vazeb podle omezení:

- silové – jedná se o vazby, které ovlivňují pohyb vázaných těles, ale nezamezují ho. Tyto vazby jsou realizovány silovým polem,
- stykem – vazby, které ovlivňují pohyb vázaných těles, ale mohou pohyb zamezit úplně nebo jenom částečně. Tělesa s touto vazbou se dotýkají v stykovém útvaru.

Stykový útvar je plocha, na které obě tělesa na sebe působí. Silové působení je rozloženo po celé ploše styku. Každému stykovému útvaru je přiřazen vektor, který vyjadřuje statické působení vazbové síly v určitém bodě. Tento bod je nazýván střed vazby.

Zamezení vzájemného pohybu dvou těles:

- úplné – tělesa se vůči sobě nemohou pohybovat (mají charakter jednoho tělesa z hlediska pohybu jako celku),
- částečně nezávislé – zamezuje jen některé složky vzájemného pohybu těles a ty pohyby, které těleso může vykonávat tak na sobě nezávisí,
- částečně závislé – zamezuje jen některé složky vzájemného pohybu těles a ty polohy, které mohou být vykonávány, jsou závislé.


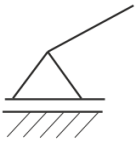
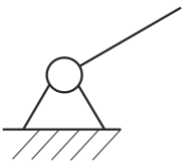
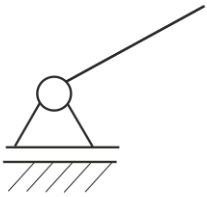
Kinematické dvojice je abstraktní vazba, která je přiřazena reálné vazbě stykem z hlediska posloupnosti možných elementárních pohybů. Poloha jednoho vázaného tělesa vzhledem k druhému je popsána pomocí geometrických parametrů, které se nazývají souřadnice kinematické dvojice. Ty mohou nabývat hodnot z intervalu geometrické existence.

Třída kinematické dvojice je nezáporné celé číslo, které je rovno počtu nezávislých složek pohybu, které vazba zamezuje.

Rozdělení kinematické dvojice podle stykového útvaru:








- nižší – stykovým útvarem je plocha,
- vyšší – stykovým útvarem je křivka popřípadě bod.

4.1.1 Rovinné vazby a jejich schéma

Typ vazby	Stupně volnosti	Třída kinematické dvojice	Kinematické schéma
<i>Vetknutí</i>	0 posuvu 0 rotací	3	
<i>Posuvná</i>	1 posuv	2	
<i>Rotační</i>	1 rotace	2	
<i>Posuvný kloub</i>	1 rotace 1 posuv	1	

Tab. 4.1 Rovinné vazby

4.1.2 Prostorové vazby a jejich příklad

	Typ vazby	Stupně volnosti	Třída kin. dvojice	Stykový útvar	Schéma vazby (Adams)
Nižší kinematické dvojice	<i>Vetknutí</i>	0 posuvu 0 rotací	6	Nerotační válcová plocha, rovina	
	<i>Posuvná</i>	1 posuv	5	Nerotační válcová plocha	
	<i>Rotační</i>	1 rotace	5	Rotační válcová plocha, rovina	
	<i>Šroubová</i>	1 posuv (svázan s rotací)	5	Šroubová plocha	
	<i>Rotační posuvná (válcová)</i>	1 posuv 1 rotace	4	Rotační válcová plocha	
	<i>Sférická</i>	3 rotace	3	Sférická plocha	
	<i>Plochá</i>	2 posuvy 1 rotace	3	Rovinná plocha	

Tab. 4.2 Prostorové vazby (nižší)

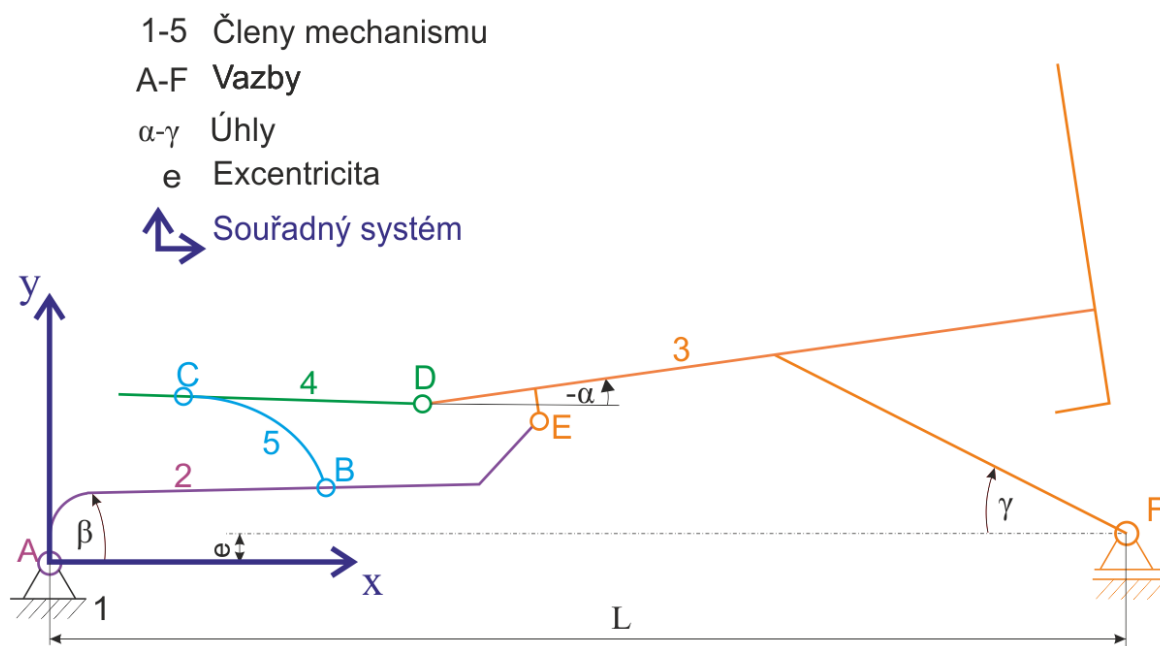
	Typ vazby	Stupně volnosti	Třída kin. dvojice	Stykový útvar
Vyšší kinemat. dvojice	<i>Obecná</i>	2 posuvy 3 rotace	1	Bod
	<i>Sférická posuvná</i>	1 posuv 3 rotace	2	Kružnice
	<i>Valivá</i>	2 posuvy 3 rotace závislé	5	Bod

Tab. 4.3 Prostorové vazby (vyšší)

4.2 Kinematické schéma motodlahy

Abychom mohli vyšetřovat vlastnosti mechanismu, je nutné vytvořit kinematické schéma. Jedná se o co nejvíce zjednodušené schéma mechanismu, které zachovává pro kinematiku a dynamiku podstatné rozměry, umístění vazeb, silové účinky apod. Pro lepší přehlednost zavádíme číslování jednotlivých členů mechanismu. Číslem 1 se zpravidla označuje rám. Jelikož všechny členy motodlahy konají rovinný pohyb v navzájem rovnoběžných rovinách, jedná se o rovinný mechanismus.

Na obrázku 4.1 je znázorněno kinematické schéma kolenní motodlahy. Mechanismus má 5 členů včetně rámu, které jsou označeny čísly. Vazby jsou označeny velkými písmeny A-F. Klouby motodlahy jsou nahrazeny rotační vazbou A-E. Bylo provedeno zjednodušení, nahrazením šroubu a matice posuvným kloubem F. Výsledkem analýzy budou grafy závislosti vyznačených úhlů u vybraných rotačních vazeb vzhledem k posuvu vazby F ve směru x. Působí síly jsou uvedeny v kapitole 6.2. Excentricita mezi posuvnou rotační vazbou F a rotační vazbou A je $e = 9 \text{ mm}$ v ose y.



Obr. 4.1 – Kinematické schéma motodlahy

4.3 Stupeň volnosti

Stupeň volnosti je nezáporné číslo, které vyjadřuje počet všech nezávislých pohybů, které mohou jednotlivé členy kinematického řetězce mechanismu vykonávat. Je mírou pohyblivosti kinematického řetězce. Udává počet nezávislých parametrů, které jednoznačně určují geometrickou konfiguraci kinematického řetězce. Jednotlivá vazba má potenciál snížit pohyblivost kinematického řetězce, maximálně však o třídu vazby.

Výpočet počtu stupňů volnosti pro rovinný mechanismus

$$i = 3(N - 1) - \sum_{j=1}^{N_v} \xi_j + \sum_{j=1}^{N_v} \xi_{pj} \quad (4.1)$$

Výpočet počtu stupňů volnosti pro prostorový mechanismus

$$i = 6(N - 1) - \sum_{j=1}^{N_v} \xi_j + \sum_{j=1}^{N_v} \xi_{pj} \quad (4.2)$$

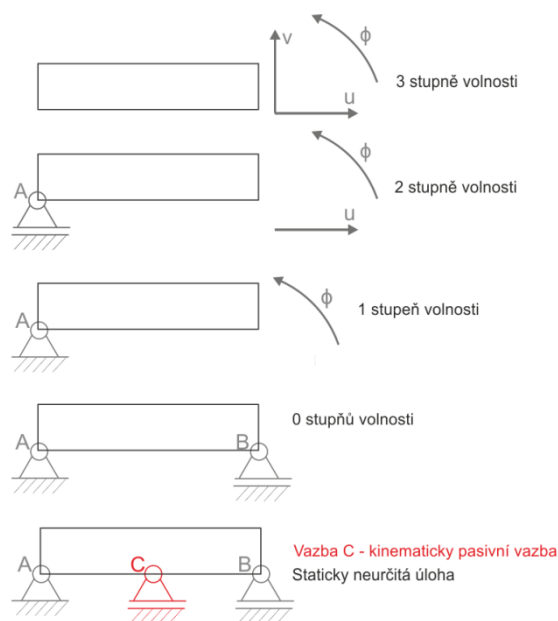
N ...počet těles soustavy včetně vztažného tělesa

N_v ...počet vazeb

ξ_j ...třída kinematické dvojice j -té vazby

ξ_{pj} ...stupeň kinematické pasivity j -té vazby

Kinematicky pasivní vazba je taková vazba, která může zamezit nějakému pohybu, který již zamezila jiná vazba. Třída kinematické vazby představuje, kolika pohybům může zabránit. Ukázka kinematických vazeb pro rovinný případ jsou znázorněny na obr. 4.3.



Obr. 4.2 – Stupeň volnosti pro rovinný případ

4.3.1 Výpočet stupňů volnosti motodlahy

Třídy jednotlivých kinematických dvojic jsou uvedeny v tab. 4.4. Pro výpočet stupňů volnosti mechanismu je použit vzorec 4.1 pro rovinný případ.

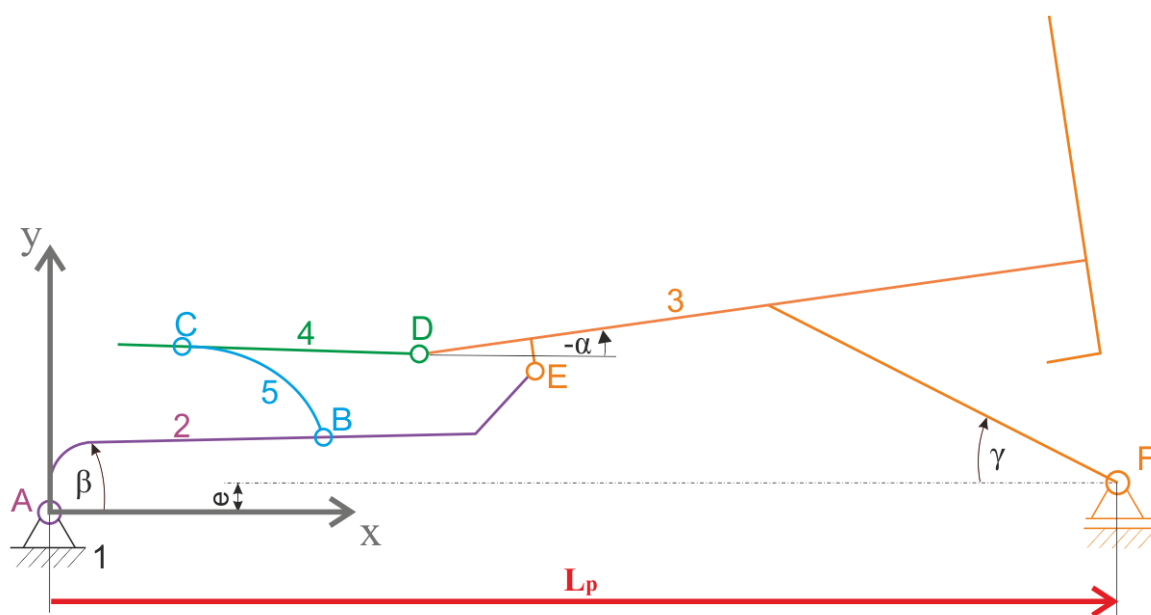
Vazba	Třída kinematické dvojice ξ_i
A	2
B	2
C	2
D	2
E	2
F	1

Tab. 4.4 – Třída kinematické dvojice

Výpočet počtu stupňů volnosti pro rovinný případ (rovnice 4.1)

$$i = 3(5 - 1) - 2 - 2 - 2 - 2 - 2 - 1 = 1 \text{ stupeň volnosti}$$

Na motodlaze je možné nastavit délku stehenní a lýtkové části (členu 2 a 3), nicméně při pohybu se tyto rozměry nemění a tyto vzdálenosti jsou uvažovány jako konstantní. Motodlaha disponuje 1 stupněm volnosti. Její geometrickou konfiguraci lze tedy předepsat jedním parametrem L_p , který je znázorněn na obr 4.3. Hodnoty, které tento parametr nabývá, jsou uvedeny v následující kapitole 4.4. Počátek souřadného systému je zvolen v místě vazby A, která nemění během analýzy svou polohu a také je stejný pro obě varianty nastavení motodlahy.



Obr. 4.3 – Předepsaný parametr L_p

4.4 Varianty podrobené analýze

Pro analýzu kinematiky motodlahy volím dvě varianty A a B. První varianta A představuje krajní polohu pro případ maximálního vysunutí lýtkové a stehenní části (členu 2 a 3). Tato varianta odpovídá maximální velikosti končetiny pacienta. Druhá varianta B pak představuje polohy, kdy lýtková a stehenní část je zcela zasunuta do rámu motodlahy. Tato varianta odpovídá minimální velikosti končetiny pacienta. Index A nebo B určuje příslušnou variantu, ke které se velikost daného úhlu nebo rozměru vztahuje. Rozměry a velikosti úhlů pro jednotlivé varianty jsou uvedeny v tab. 4.5. Délka lýtkové části je označena L_L a délka stehenní části L_S . Pro lepší orientaci ve výsledcích jsou přidány indexy A nebo B, které představují jednotlivé varianty a dále pak jsou zobrazeny 3 polohy označené malými indexy 1-3 (např. L_{pA1} , představuje L_p řídící parametr, index A variantu a index 1 první polohu).

První poloha označena indexem 1 je počáteční poloha, indexem 3 je pak označena konečná poloha. Střední poloha je označena indexem 2 a je zvolena v polovině délky L_{p1} a L_{p3} . Celková vzdálenost, kterou urazí matice při pohybu z počáteční do krajní polohy L_m , je dána rozdílem konečné a počáteční délky L_p dle následujícího vzorce 4.4.

$$L_{p2} = \frac{L_{p1} + L_{p3}}{2} \quad (4.3)$$

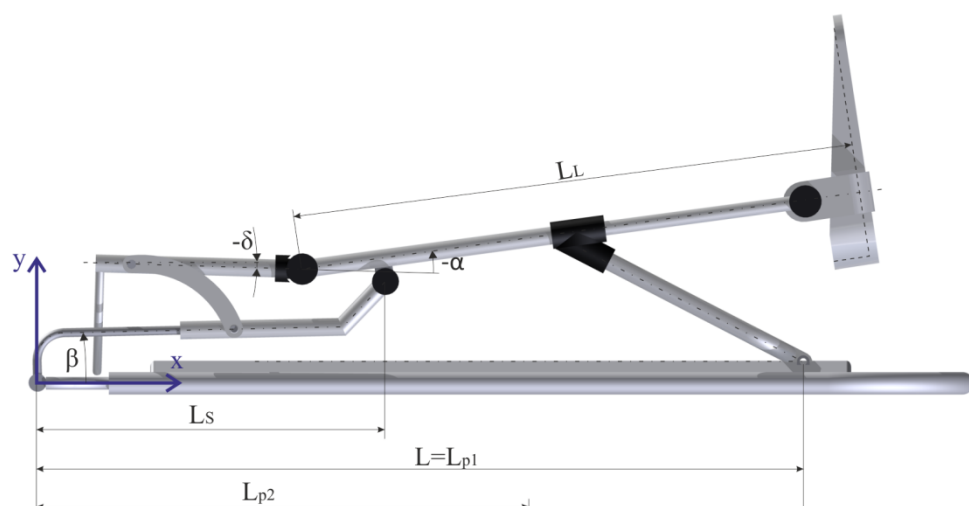
$$L_m = L_{p1} - L_{p3} \quad (4.4)$$

Aby nedošlo ke kolizi, je motodlaha vybavena čidlem snímající úhel kolenního a stehenního kloubu. Toto čidlo zajistí, aby úhel kolenního a stehenní kloubu nepřesáhl dovolenou mez.

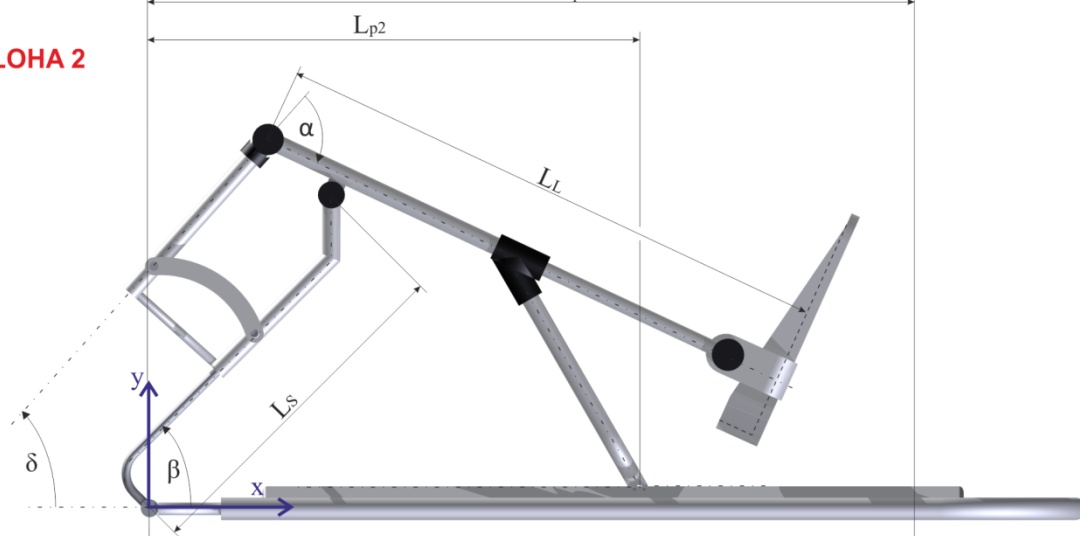
Varianta A (obr. 4.4)				Varianta B (obr. 4.4)			
Poloha i	1	2	3	Poloha	1	2	3
L_{pAi} [mm]	852	514,5	177	L_{pBi} [mm]	722	504,5	287
α_{Ai} [°]	-10	77	120	α_{Bi} [°]	-10	63	105
β_{Ai} [°]	1	48	93	β_{Bi} [°]	1	47	95
L_{mA} [mm]	675			L_{mB} [mm]	435		
L_A [mm]	852			L_B [mm]	722		
L_{LA} [mm]	626			L_{LB} [mm]	431		
L_{SA} [mm]	388			L_{SB} [mm]	257		

Tab. 4.5 – Tabulka rozměrů

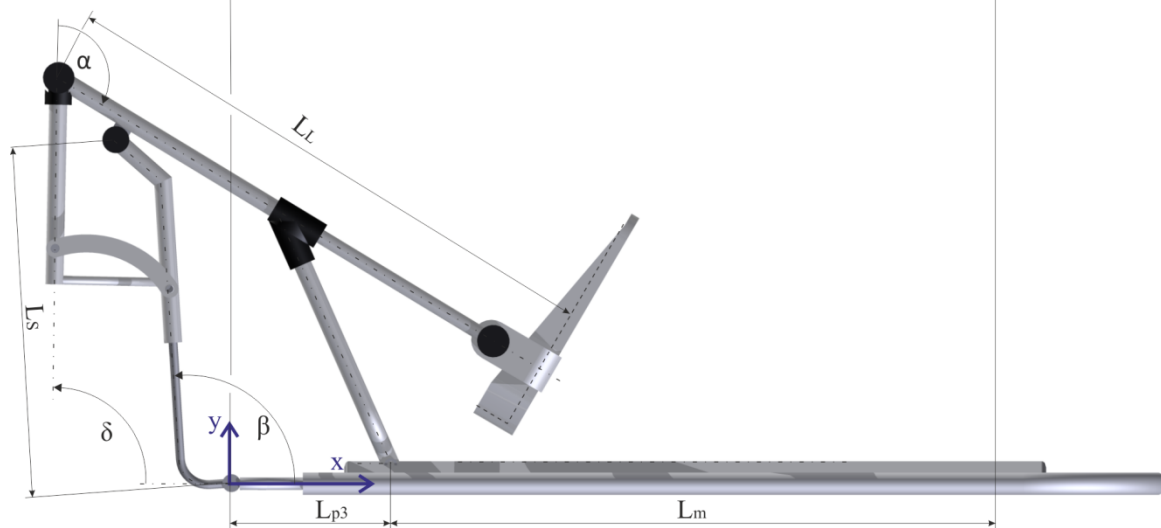
POLOHA 1



POLOHA 2

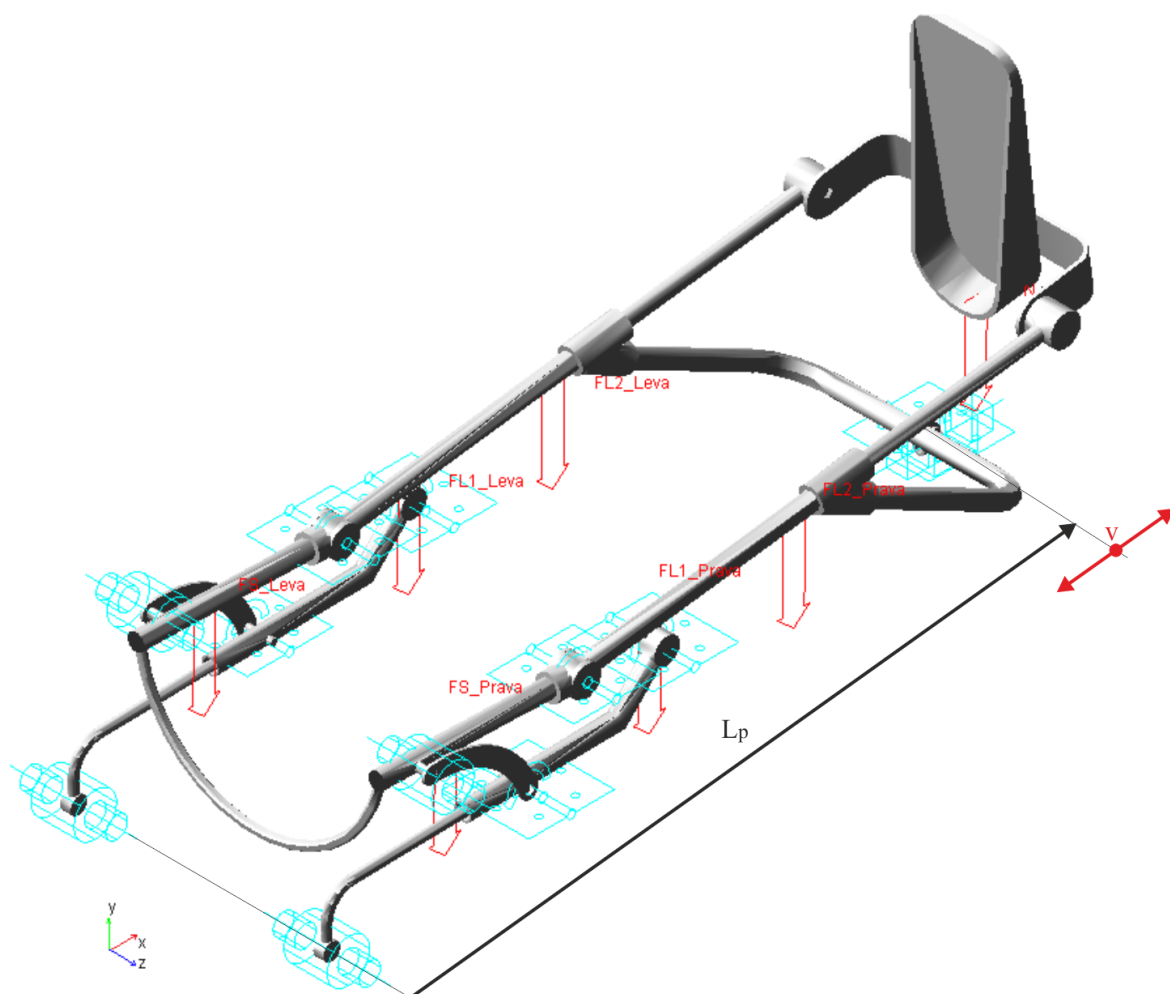


POLOHA 3



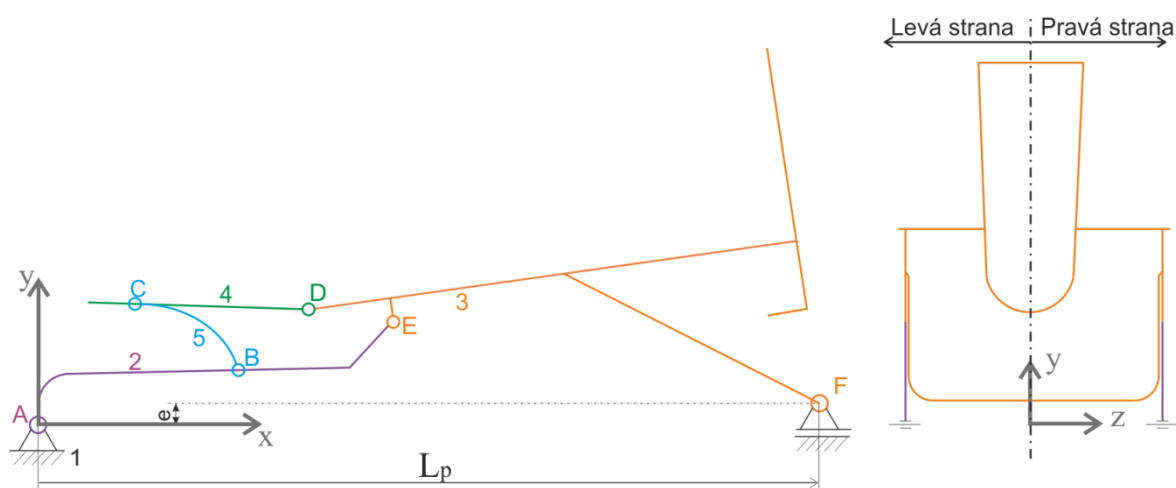
Obr. 4.4 – Vybrané polohy motodlahy

5. Řešení kinematiky



Obr. 5.1 – Model motodlahy varianta A (software MSC Adams)

Na obr 5.1 jsou červeně vykresleny šipky představující aplikované síly pro dynamickou analýzu od jednotlivých částí dolní končetiny a světle modře jsou zobrazeny vazby. Dále pak je znázorněn parametr L_p a směr rychlosti v v ose x . Model varianty B je obdobný ohledně aplikace sil a vazeb, akorát lýtková a stehenní část je zasunuta.



Obr. 5.2 – Definování stran u motodlahy

Analýza je řešena v prostředí MSC Adams 2012 jako prostorová úloha, jelikož byl k dispozici prostorový model z programu Autodesk Inventor 2012. Vazby A-E jsou tedy rozděleny na pravé a levé a to z pohledu pacienta viz obr. 5.2. Pro rozbor dynamiky je tedy nutné uvažovat u výsledků reakcí ve vazbách A-E rozložení do levé a pravé strany. Stejně tak gravitační síly od stehna a lýtky jsou rozloženy na pravou a levou část rámu. Vazba F a působíště gravitační síly od nohy jsou v ose symetrie. Vazba označená v kinematickém schématu F je v modelu předepsána jako rotační a posuvná vazba. Posuv je přiřazen posuvné vazbě ve směru x.

Parametry výpočtu:

Počet kroků: $n = 100$

Rychlost posuvu: $v = 20 \text{ mm/s}$

Konečný čas analýzy je dán vztahem vycházející z rovnoměrného pohybu:

$$v = \frac{L_{mj}}{t_j} \Rightarrow t_i = \frac{L_{mj}}{v} \quad (5.1)$$

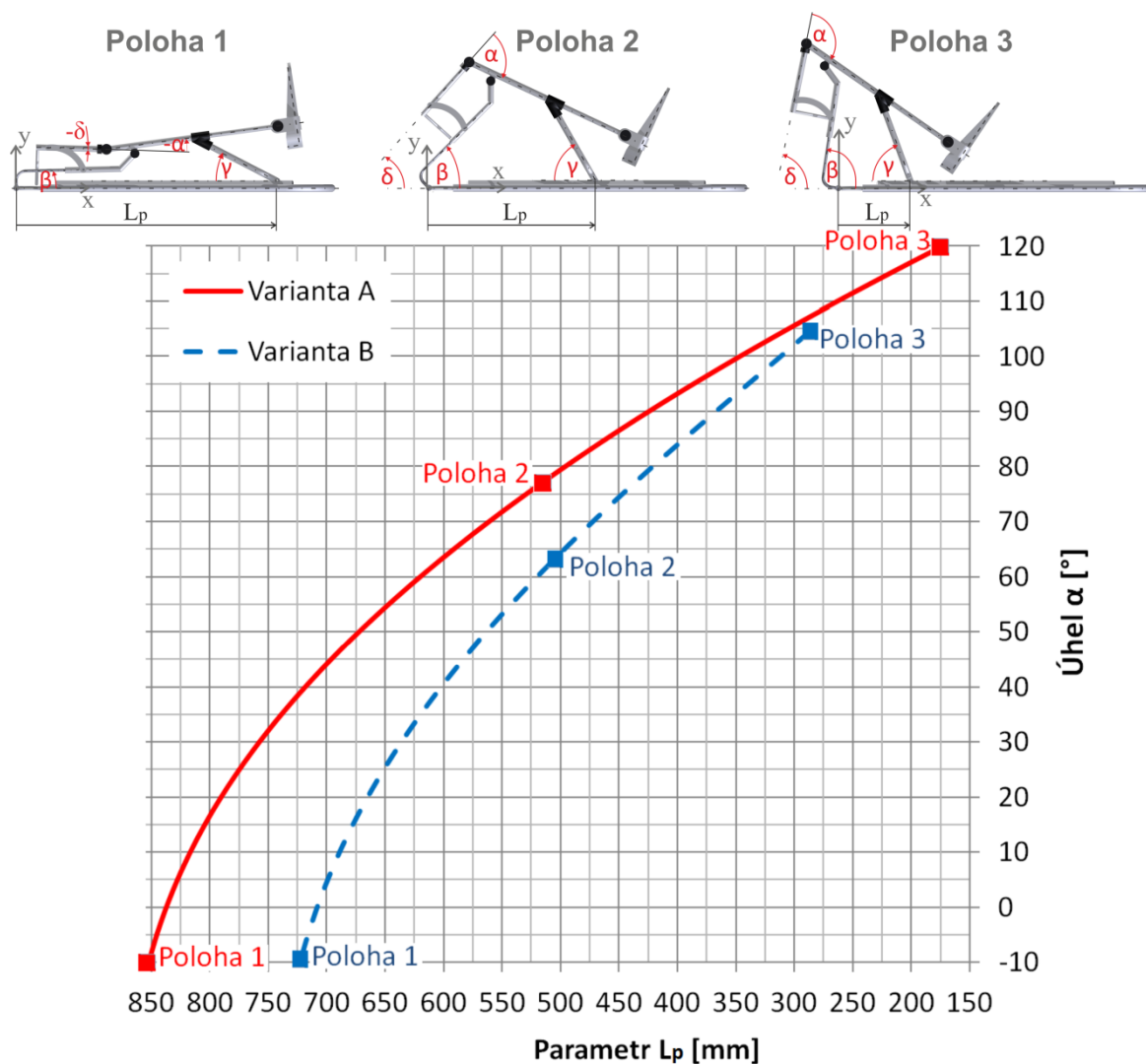
kde index j představuje variantu A nebo variantu B (např. označení t_A představuje konečný čas pro variantu A). Konečné časy t a délka časového kroku Δt pro jednotlivé varianty jsou uvedeny v následující tab. 5.1. Rychlost posuvu v můžeme přibližně považovat během analýzy za konstantní, zanedbáme-li počáteční a koncové efekty pohybu. Její velikost je možné nastavit. Pro analýzu je zvolena 20 mm.s^{-1} na základě odborného odhadu z reálného pohybu při návštěvě FN Ostrava.

	Variant A	Variant B
Index j	A	B
$v \text{ [mm.s}^{-1}\text{]}$	20	20
$L_{mj} \text{ [mm]}$	675	435
$t_j \text{ [s]}$	33,75	21,75
$\Delta t_j \text{ [s]}$	0,3375	0,2175

Tab. 5.1 – Konečný čas

Jednotlivé úhly jsou vykresleny v závislosti na vzdálenosti L_p , definované jako vzdálenost rotační vazby A a rotační posuvné vazby F, viz obr 5.1. Pro lepší přehlednost výsledků jsou nad grafem zobrazeny 2 krajní polohy a poloha uprostřed, které nastávají v průběhu pohybu. Pro analýzu jsou vybrány úhly kolenního kloubu, úhel stehenní části, členu 2 a členu 3 s rámem. Při flexi kolenního kloubu dochází k přitažení lýtkové části směrem k trupu pacienta a tím také k poklesu vzdálenosti L_p . Při extenzi kolenního kloubu jsou průběhy úhlů shodné s flexí akorát v opačném směru.

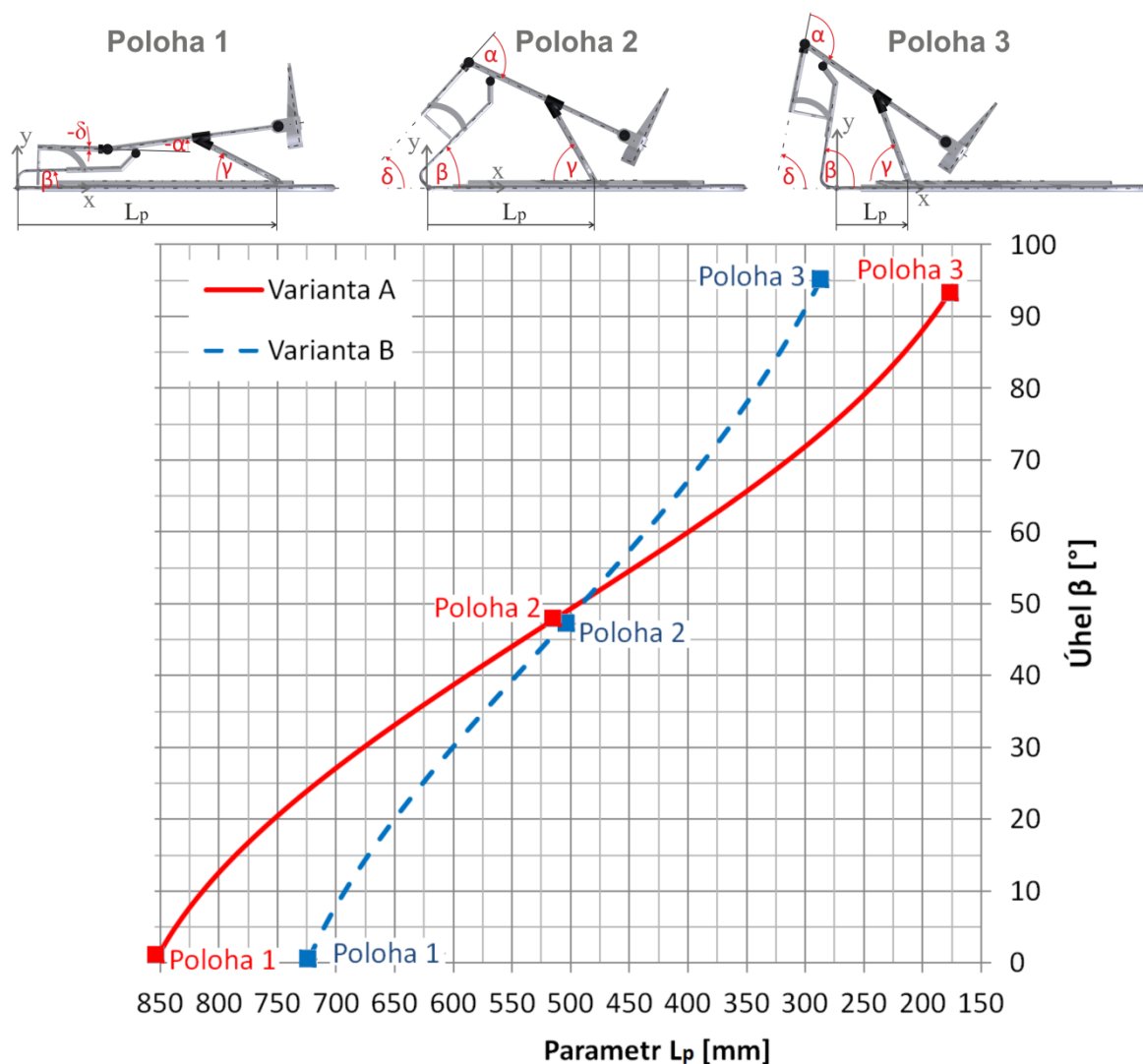
5.1 Závislost úhlu kolenního kloubu α na parametru L_p



Obr. 5.2 – Závislost úhlu α na parametru L_p (zpracováno z výsledků softwaru Adams)

Z obr. 5.2 je zřejmé, že dochází při flexi dolní končetiny k nárůstu úhlu α pro obě varianty. U varianty A je rozsah kolenního úhlu $\alpha = -9,7^\circ \div 119,62^\circ$. Pro variantu B je tento rozsah menší $\alpha = -9,5^\circ \div 104,46^\circ$. Menší rozsah při variantě B je způsoben konstrukčním řešením motodlahy (tj. menší vzdálenost L_m , viz obr 4.4). Výrobce udává rozsah kolenního kloubu $\alpha = -10^\circ \div 120^\circ$, což odpovídá vysunutí jednotlivých členů dle varianty A. Vypočtené výsledky pro úhly α , β , γ a δ jsou vypsány v tabulkách v následující kapitole 5.6.

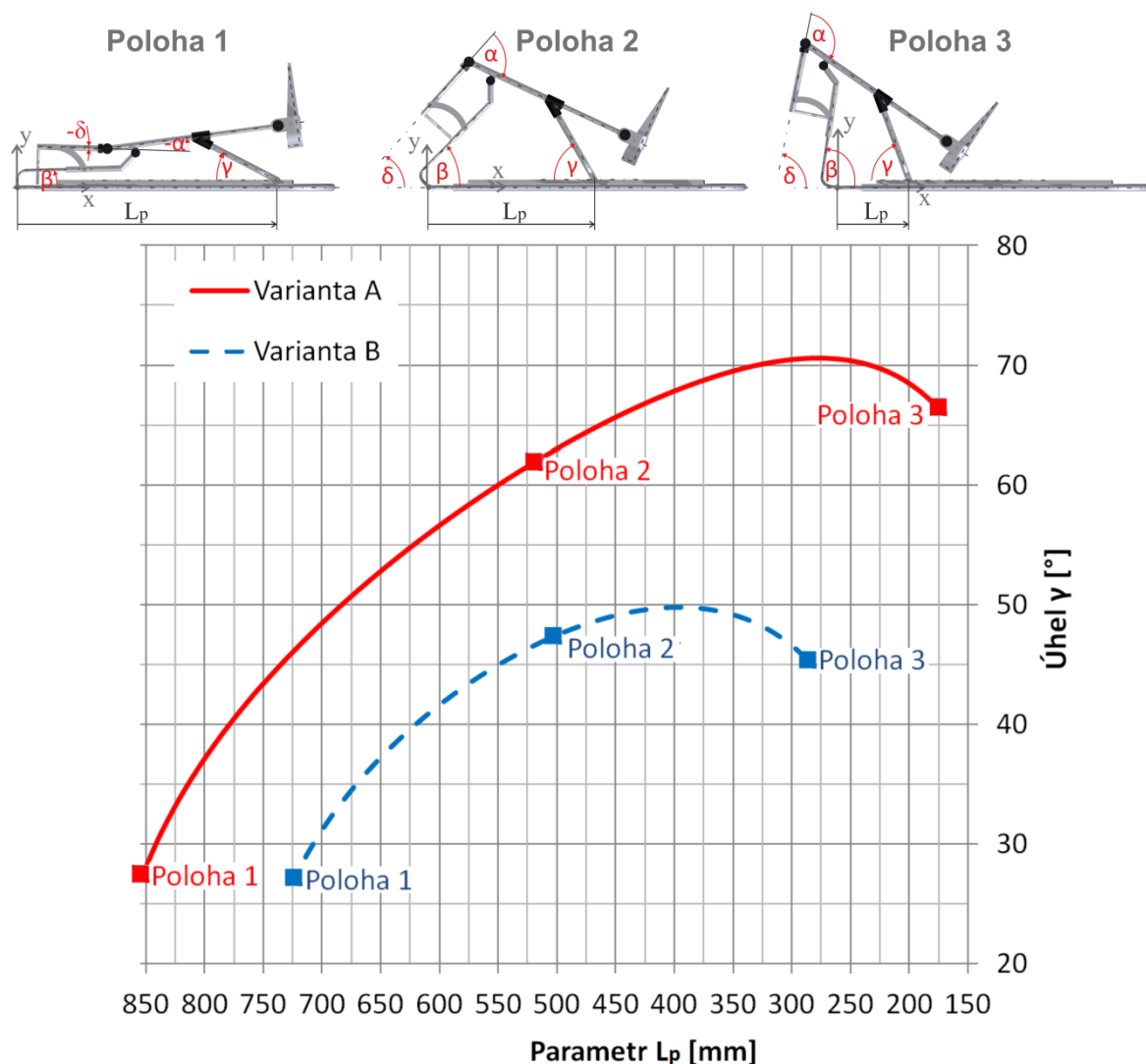
5.2 Závislost úhlu členu 2 s rámem β na parametru L_p



Obr. 5.3 – Závislost úhlu β na parametru L_p (zpracováno z výsledků softwaru Adams)

Na obr. 5.3 je vykreslen průběh úhlu členu 2 s rámem β v závislosti na parametru L_p . S klesajícím parametrem L_p úhel β narůstá jako úhel α . Tento úhel nabývá hodnot pro A variantu $\beta = 1^\circ \div 93,35^\circ$ a pro B variantu $\beta = 1^\circ \div 94,92^\circ$. Krajní polohy pro obě varianty jsou téměř shodné. Rozdíl mezi variantou A a variantou B je takový, že při variantě B dochází k rychlejšímu nárůstu úhlu při menší změně parametru L_p .

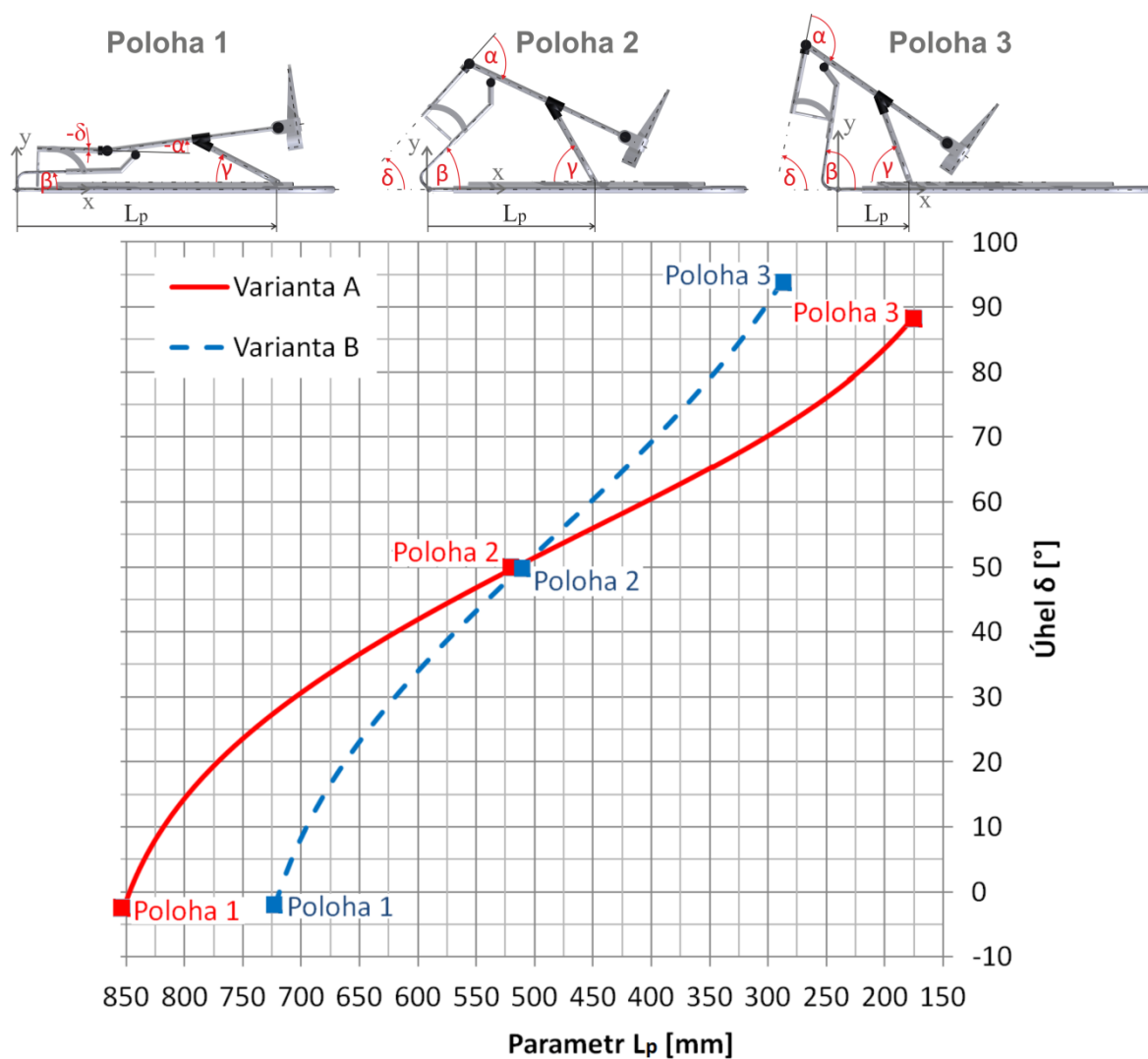
5.3 Závislost úhlu členu 3 s rámem γ na parametru L_p



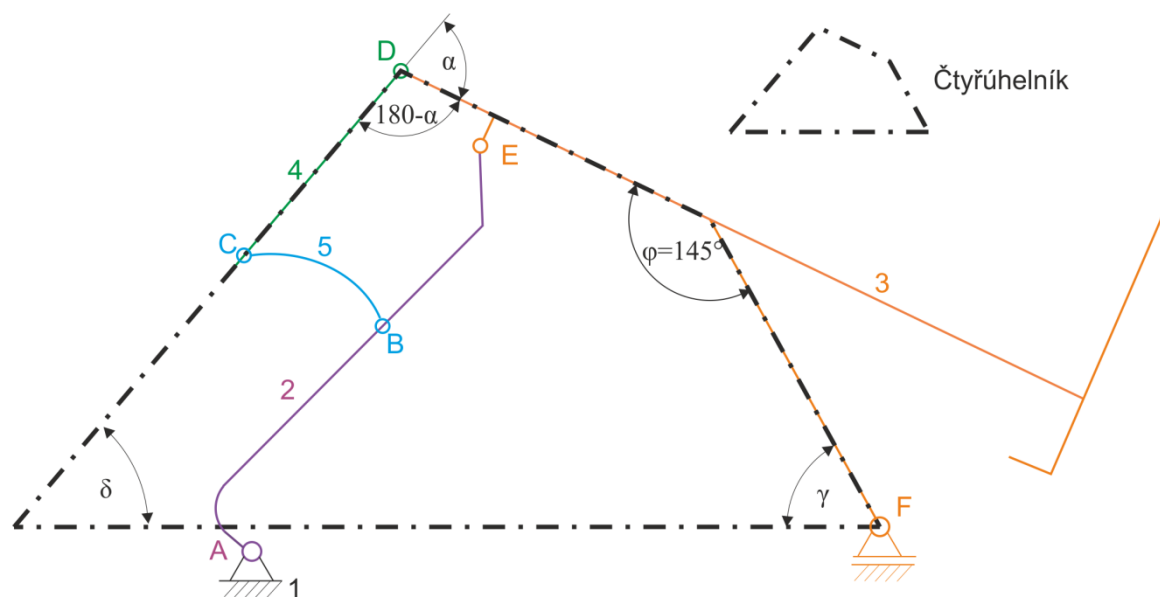
Obr. 5.4 – Závislost úhlu γ na parametru L_p (zpracováno z výsledků softwaru Adams)

Na obr. 5.4 je vykreslen průběh úhlu členu 3 s rámem γ v závislosti na parametru L_p . S klesajícím parametrem L_p úhel γ narůstá až do hodnoty parametru $L_p = 278,25$ mm pro variantu A a pak klesá. Pro variantu B narůstá do hodnoty parametru $L_p = 395,755$ mm a pak také klesá. Úhel γ nabývá hodnot pro A variantu $\gamma = 27,6^\circ \div 66,53^\circ$ a pro B variantu $\gamma = 27,4^\circ \div 45,45^\circ$. U varianty B je tento úhel menší, jelikož člen 2, viz obr. 4.1, má menší vzdálenost lýtkové části L_s , viz obr. 4.4.

5.4 Závislost úhlu stehenní části δ na parametru L_p



Obr. 5.5 – Závislost úhlu δ na parametru L_p



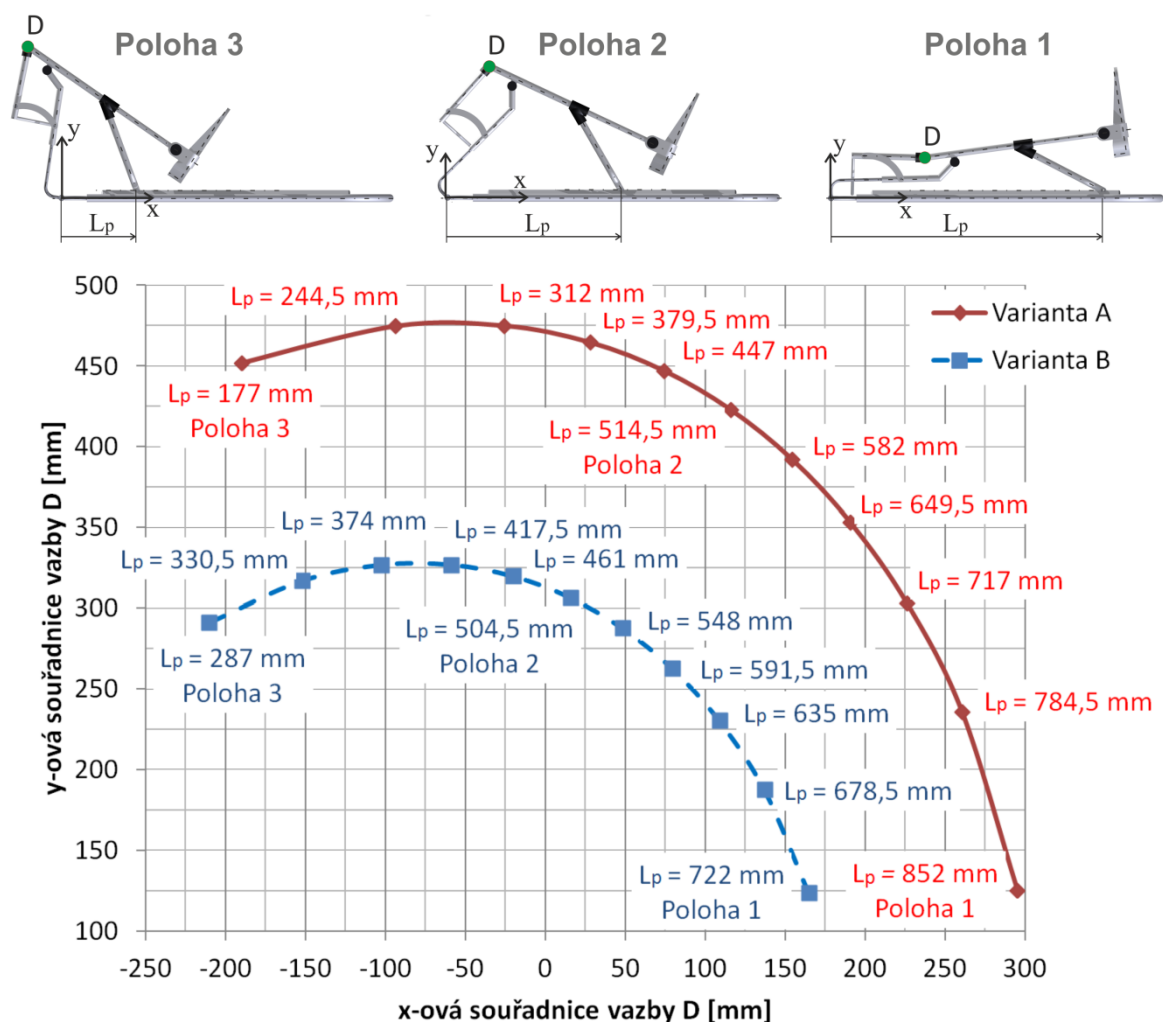
Obr. 5.6 – Schéma pro výpočet úhlu δ

Úhel stehenní části δ je vypočten dle následující rovnice 5.2, na základě pravidla o součtu vnitřních úhlů čtyřúhelníku zobrazeném na obr. 5.6. Součet vnitřních úhlů čtyřúhelníku je 360° . Od této hodnoty odečteme zbylé vnitřní úhly a získáme hledanou velikost úhlu δ .

$$\delta = 360 - (180 - \alpha) - \varphi - \gamma \quad (5.2)$$

Na obr. 5.5 je vykreslen průběh úhlu δ v závislosti na parametru L_p . S klesajícím parametrem L_p úhel δ narůstá jak pro variantu A tak pro variantu B. Úhel δ nabývá hodnot pro A variantu $\delta = -2,3^\circ \div 88,1^\circ$ a pro B variantu $\delta = -1,9^\circ \div 94,01^\circ$.

5.5 Trajektorie vazby D v místě kolenního kloubu



Obr. 5.7 – Trajektorie vazby D v globálním souřadném systému

Na obr. 5.7 je zobrazen průběh x-ové a y-ové souřadnice vazby D v místě kolenního kloubu pro jednotlivé varianty. Pro lepší přehlednost výsledků jsou data popsána hodnotami parametru L_p , které právě nabývá v daném bodě, popřípadě polohou 1 až 3. Měřítka os pro x-ové a y-ové souřadnice je shodné pro lepší interpretaci výsledků. Pro variantu A je rozsah x-ové souřadnice vazby D 485,14 mm a pro variantu B je 375,5 mm. V obou případech hodnoty y-ové souřadnice při flexi narůstají a při přiblížení ke krajní poloze 3 mírně klesají. Číselné výsledky jsou rovněž uvedeny v tabulce v následující kapitole 5.6.

5.6 Shrnutí výsledků v tabulkách

V následujících tabulkách 5.2 a 5.3 jsou uvedeny výsledky úhlů a souřadnic vazby D v místě kolenního kloubu jednotlivých variant v závislosti na parametru L_p s přesností na dvě desetinná místa. Z celkového souboru dat je vybrán vždy první a pak každý desátý výsledek.

Varianta A					Varianta B				
L_{pA} [mm]	α_A [°]	β_A [°]	γ_A [°]	δ_A [°]	L_{pB} [mm]	α_B [°]	β_B [°]	γ_B [°]	δ_B [°]
852	-9,70	1,00	27,60	-2,30	722	-9,50	1,00	27,40	-1,90
784,5	21,94	15,28	39,29	17,65	678,5	14,54	13,55	34,06	15,48
717	40,32	25,03	46,88	28,45	635	30,27	23,20	38,67	26,60
649,5	54,58	33,24	52,88	36,70	591,5	42,81	31,70	42,24	35,57
582	66,67	40,71	57,92	43,75	548	53,61	39,66	45,06	43,55
514,5	77,37	47,84	62,20	50,17	504,5	63,30	47,44	47,24	51,06
447	87,07	54,93	65,78	56,29	461	72,24	55,31	48,79	58,45
379,5	96,00	62,29	68,57	62,43	417,5	80,64	63,54	49,64	66,00
312	104,32	70,37	70,29	69,03	374	88,69	72,46	49,63	74,06
244,5	112,15	80,02	70,24	76,91	330,5	96,55	82,61	48,45	83,11
177	119,62	93,35	66,53	88,10	287	104,46	94,92	45,45	94,01

Tab. 5.2 – Závislost úhlů na parametru L_p

Varianta A			Varianta B		
Parametr L_{pA} [mm]	Souřadnice x_A [mm]	Souřadnice y_A [mm]	Parametr L_{pB} [mm]	Souřadnice x_B [mm]	Souřadnice y_B [mm]
852	295,04	125,30	722	164,70	123,50
784,5	260,42	235,96	678,5	136,96	187,44
717	226,03	303,30	635	108,68	230,45
649,5	190,88	353,16	591,5	79,28	262,78
582	154,39	392,13	548	48,35	287,69
514,5	115,87	423,04	504,5	15,40	306,53
447	74,31	447,15	461	-20,16	319,67
379,5	28,05	464,79	417,5	-59,14	326,81
312	-25,95	475,14	374	-102,69	326,73
244,5	-93,82	474,86	330,5	-152,44	316,79
177	-190,10	451,96	287	-210,80	291,13

Tab. 5.3 – Závislost souřadnic vazby D na parametru L_p

Výsledky uvedené v tabulkách mohou být nápomocné při porovnání s novou konstrukcí motodlahy nebo k posouzení anatomicky správného pohybu končetiny.

6. Řešení dynamiky

V dalším textu se budeme zabývat pouze variantou A, viz obr 4.4 a tab. 4.5, protože souvisí s největším zatížením. Tato varianta odpovídá maximální velikosti končetiny pacienta. Tření ve vazbách nebylo podrobněji zkoumáno ani měřeno, proto jsou jednotlivé koeficienty ponechány v standardním nastavení, kdy koeficient statického tření je 0,5 a koeficient dynamického tření je 0,3.

6.1 Rozložení hmotnosti těla

Hmotnost segmentů těla lze zjistit několika způsoby. Méně přesný postup vychází ze znalosti procentuálního rozdělení celkové hmotnosti těla uvedeného v tab. 6.1. Druhá přesnější metoda je založena na výzkumu Zaciorského a Selujanova (1979), viz [12], kteří na základě výzkumu experimentálně stanovili koeficienty B_0 , B_1 a B_2 pro každý segment. Pro vyjádření hmotnosti daného segmentu pak platí jednoduchá rovnice

$$m_i = B_{0i} + B_{1i} \cdot m_{zs} + B_{2i} \cdot v_{zs} \quad (6.1)$$

kde m_{zs} [kg] je celková hmotnost a v_{zs} [cm] je výška osoby.

Pro analýzu motodlahy je dostatečně přesný první postup ze znalostí procentuálního podílu. Udává kolik procent z celkové hmotnosti těla má jednotlivá část. Celé tělo pak tvoří 100%.

Část těla		Hmotnostní podíl p_i [-]
Hlava		0,074 tj 7,4%
Dolní končetina	Stehno	0,124 tj 12,4%
	Lýtko	0,046 tj 4,6%
	Noha	0,016 tj 1,6%
Horní končetina	Paže	0,029 tj 2,9%
	Předloktí	0,017 tj 1,7%
	Ruka	0,007 tj 0,7%
Trup		0,448 tj 44,8%
Celé tělo		1 tj 100%

Tab. 6.1 – Procentuální vyjádření hmotnosti jednotlivých segmentů těla [12], [13]

Hmotnostní podíl dolní končetiny

$$p_{dk} = p_S + p_L + p_N = 0,124 + 0,046 + 0,016 = 0,186 \quad (6.2)$$

Hmotnostní podíl dolní končetiny je dán součtem hmotnostních podílů stehna, lýtky a nohy uvedené v tab. 6.1 kde p_S [1] je hmotnostní podíl stehna

p_L [1] je hmotnostní podíl lýtky

p_N [1] je hmotnostní podíl nohy

Maximální hmotnost pacienta

$$m_{pmax} = \frac{m_{dkmax}}{p_{dk}} = \frac{30}{0,186} = 161 \text{ kg} \quad (6.3)$$

Maximální přípustná váha končetiny pro motodlahu $m_{dkmax} = 30$ kg. Tato nosnost udává celkovou hmotnost pacienta 161 kg, viz vzorec 6.3. Vypočtená hodnota je pouze orientační jelikož každý jedinec má různé rozložení hmotnosti těla. Dává nám však určitou představu o tom, v jaké oblasti se maximální hmotnost pacienta pohybuje.

Rozložení hmotnosti dolní končetiny

Pro analýzu bude brána maximální přípustná hmotnost končetiny 30 kg udávaná výrobcem. Pomocí následujícího vzorce je dána hmotnost jednotlivých částí dolní končetiny:

$$m_i = m_{pmax} \cdot p_i \quad (6.4)$$

Gravitační síla od jednotlivých částí dolní končetiny

$$G_i = m_i \cdot g \quad (6.5)$$

Aplikovaná gravitační síla od jednotlivých segmentů je vypočtena podle vzorce 6.5, kde g je gravitační zrychlení $9,81 \text{ m.s}^{-2}$.

Část těla	Hmotnostní podíl p_i [-]	Hmotnost m_i [kg]	Gravitační síla G_i [N]
Stehno	$p_S = 0,124$	$m_S = 20$	$G_S = 196,2$
Lýtka	$p_L = 0,046$	$m_L = 7,4$	$G_L = 72,6$
Noha	$p_N = 0,016$	$m_N = 2,6$	$G_N = 25,5$

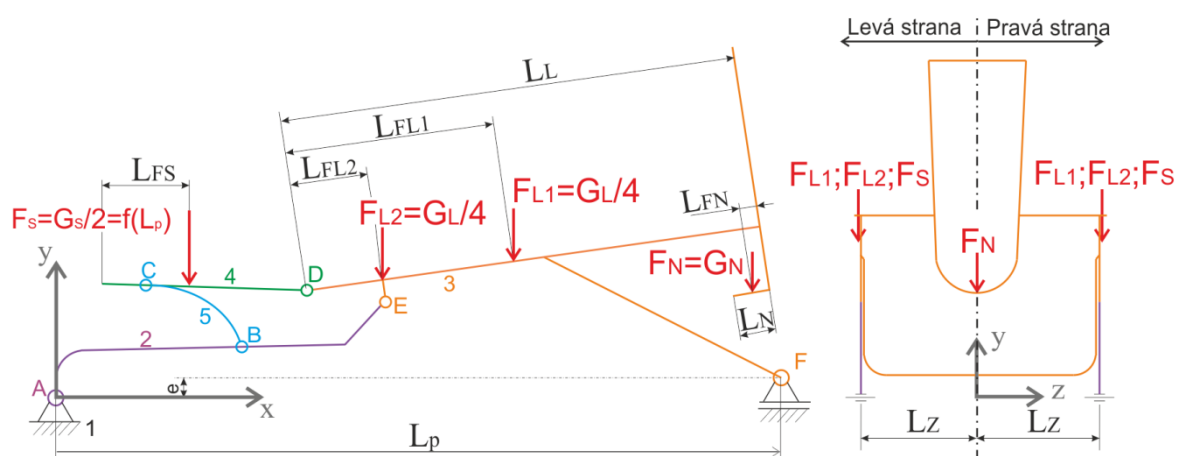
Tab. 6.2 – Hmotnostní podíl, hmotnost a gravitační síla částí dolní končetiny

6.2 Rozdělení sil v motodlaze

Gravitační síla od stehna, lýtky a nohy působí na opory motodlahy viz obr. 3.3. Stehenní a lýtková opora však není do výpočtu zahrnuta, protože jejich hmotnosti mají minimální vliv na výsledné řešení. Do výpočtu je zahrnuta také gravitační síla od jednotlivých členů mechanismu. Hmotnosti těchto členů jsou uvedeny v následující tab. 6.3. Tyto hmotnosti byly stanoveny z výkresové dokumentace motodlahy. Celková hmotnost řešeného modelu činí 3,89 kg. Po započtení hmotnosti motoru, šroubu, opor, plastových krytů, rámu základny a ostatních součástí, které nejsou do výpočtu zahrnuty, je hmotnost motodlahy 11 kg.

Člen	Stručný popis	Výskyt	Hmotnost m_i [kg]	Gravitační síla G_i [N]
1	Rám	-	-	-
2	Rameno	2	$m_2 = 0,18$	$G_2 = 1,77$
3	Lýtková část	1	$m_3 = 2,93$	$G_3 = 28,74$
4	Stehenní část	1	$m_4 = 0,54$	$G_4 = 5,30$
5	Spojovací člen ramene a stehenní části	2	$m_5 = 0,03$	$G_5 = 0,29$
Celková hmotnost modelu			3,89	38,16

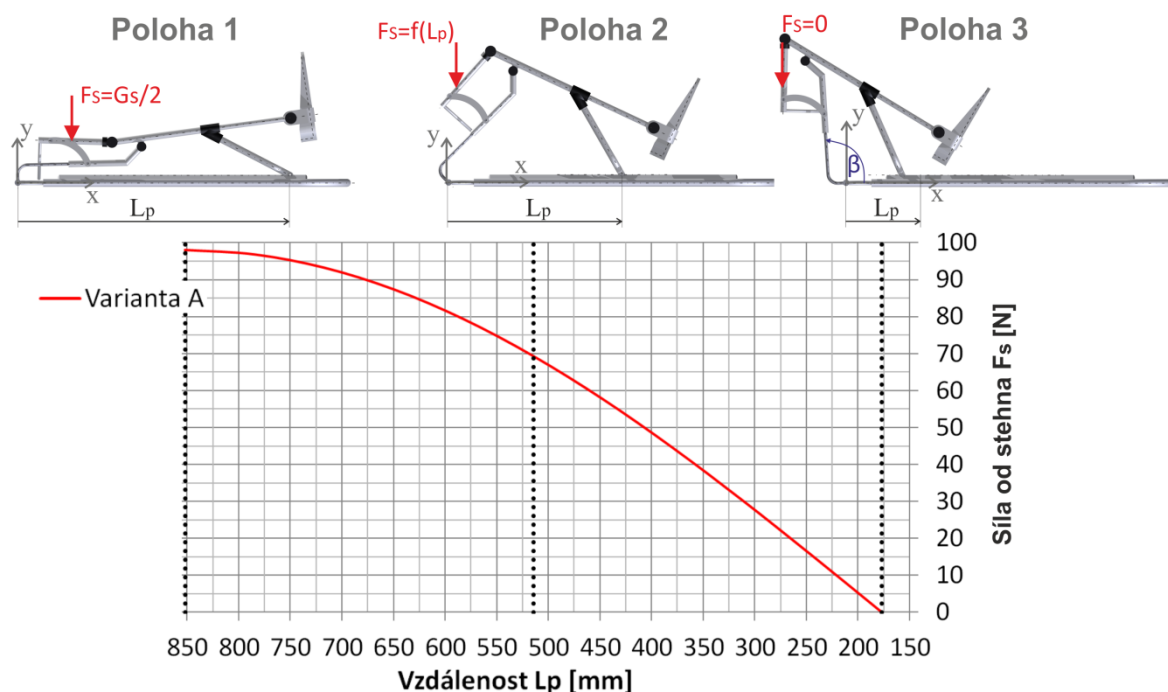
Tab. 6.3 – Hmotnost členů motodlahy



Obr. 6.1 – Rozbor zatížení motodlahy

Jednotlivé členy uvedené v tab. 6.3 jsou označeny v obr. 6.1 velkými číslicemi 1-5. Působíště gravitačních sil je rovněž znázorněno na obr. 6.1. Vzdálenost $L_{FN} = 20$ mm, což je poloviční vzdálenost délky L_N , označuje působíště gravitační síly od nohy G_N . Gravitační síla od lýtky G_L je rozložena v 3D modelu do 4 působíšť v místě uchycení lýtkové opory.

Tato síla, stejně jako síla od nohy, je ve výpočtu uvažována jako konstantní a působí na člen 3. Gravitační síla od stehna je rozložena do 2 působišť v místě uchycení stehenní opory na člen 4. Směry působení sil, které se během výpočtu nemění, jsou dány směrem gravitačního zrychlení g , působící v ose y .



Obr. 6.2 – Průběh síly od stehna dle rovnice 4.6

Aplikovaná síla od stehenní části $F_{s(L_p)}$ není uvažována jako konstantní, jelikož při ohýbání dolní končetiny dochází k přenosu gravitační tíhy stehna ze stehenní opory do kyčelního kloubu pacienta. Síla od stehna je definována v závislosti na parametru L_p , kdy v počáteční poloze 1 je tato síla maximální a v konečné poloze 3 nulová, viz obr 6.2. Úhel δ definuje naklonění stehenní části vzhledem k rámu, viz obr. 5.5. Tento úhel nabývá hodnoty $\delta = -2,3^\circ \div 88,1^\circ$ pro variantu A, viz tab 5.2.

Průběh aplikované síly od stehenní části

$$F_{s(L_p)} = \frac{G_s}{2} \cdot \cos\left(\frac{L_p - L}{L_m} \cdot \frac{\pi}{2}\right) \quad (6.6)$$

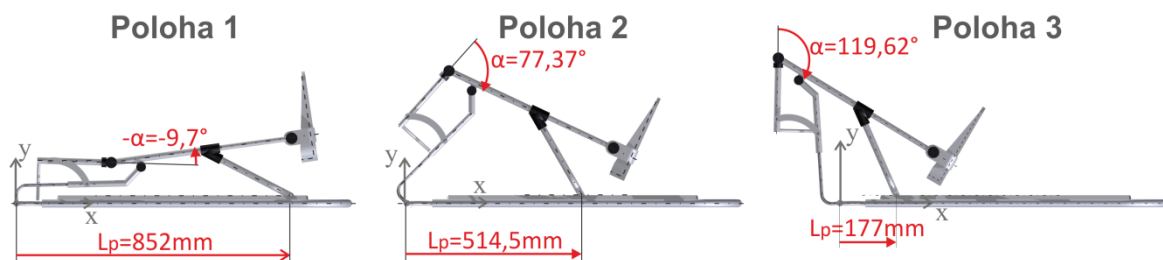
Průběh síly je popsán pomocí funkce \cos . Velikosti sil jsou vypsány v následující tab. 6.4.

	Varianta A		
	Poloha 1	Poloha 2	Poloha 3
L_P [mm]	852	514,5	177
δ [°]	-2	51	89
$F_{S(L_P)}$ [N]	98,1	69,4	0
F_{L1} [N]	18,15		
F_{L2} [N]	18,15		
F_N [N]	25,5		

Tab. 6.4 – Tabulka velikosti sil

6.3 Rozbor zatížení

V následujících kapitolách bude proveden rozbor zatížení pro jednotlivé členy mechanismu. Celkem mechanismus disponuje 4 členy a rámem. Rám se v rozboru neuvádí. U jednotlivých členů jsou vyznačeny reakce ve vazbách ve směru x a y, které na ně působí. Směr je vždy naznačen v kladném smyslu os a podle grafů uvedeném pod každým obrázkem motodlahy je tato velikost kladná nebo záporná. U každého členu je v obou směrech zajištěna rovnováha sil. Pro rovnováhu sil je nutné uvažovat působení gravitačních sil a sil působících od končetiny.

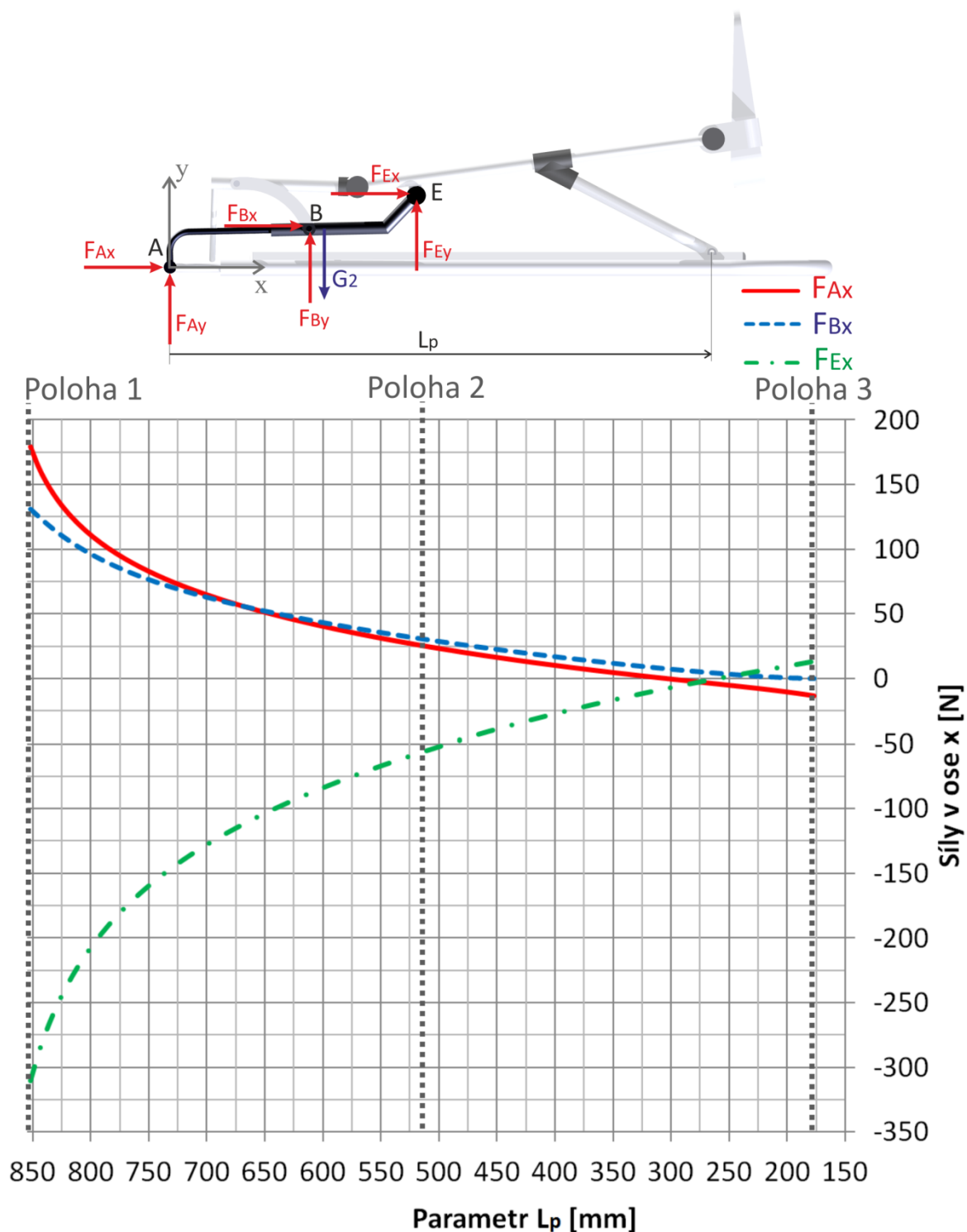


Obr. 6.3 – Obrázky jednotlivých poloh

Pro lepší přehlednost je na obr. 6.3 vykreslena počáteční, střední a koncová poloha včetně velikostí úhlu α a řídicího parametru L_P pro variantu A.

6.4 Rozbor zatížení členu 2

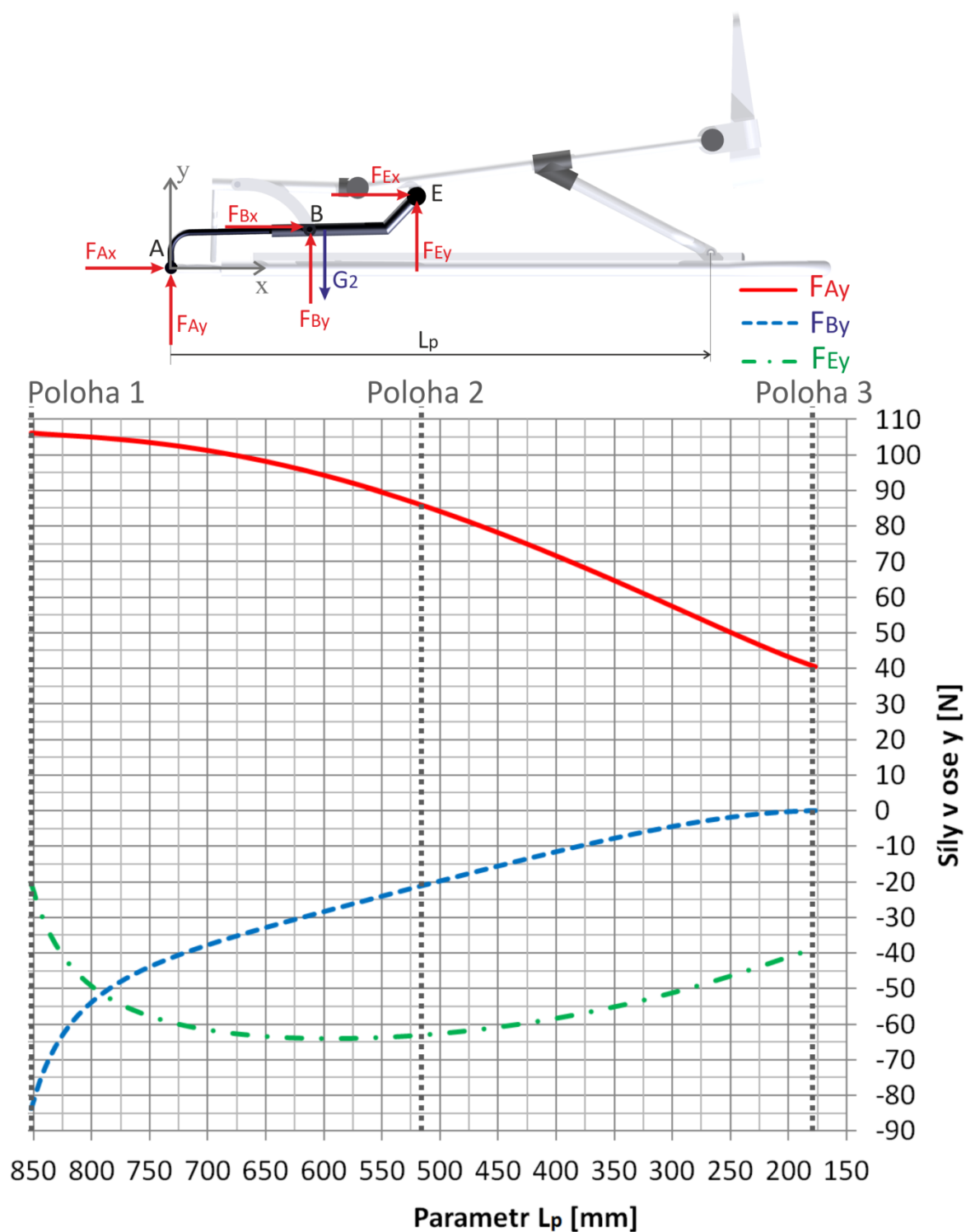
6.4.1 Průběh sil v ose x



Obr. 6.4 – Průběh sil v ose x členu 2

Člen 2 vyznačený na obr. 6.4 tmavou barvou je nejvíce namáhán v ose x v počáteční poloze 1. V poloze blízké konečné jsou tyto síly v jednu chvíli téměř zanedbatelné. V tomto místě se úhel mezi členem 2 a rámem β přibližuje 90° .

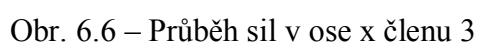
6.4.2 Průběh sil v ose y



Obr. 6.5 – Průběh sil v ose y členu 2

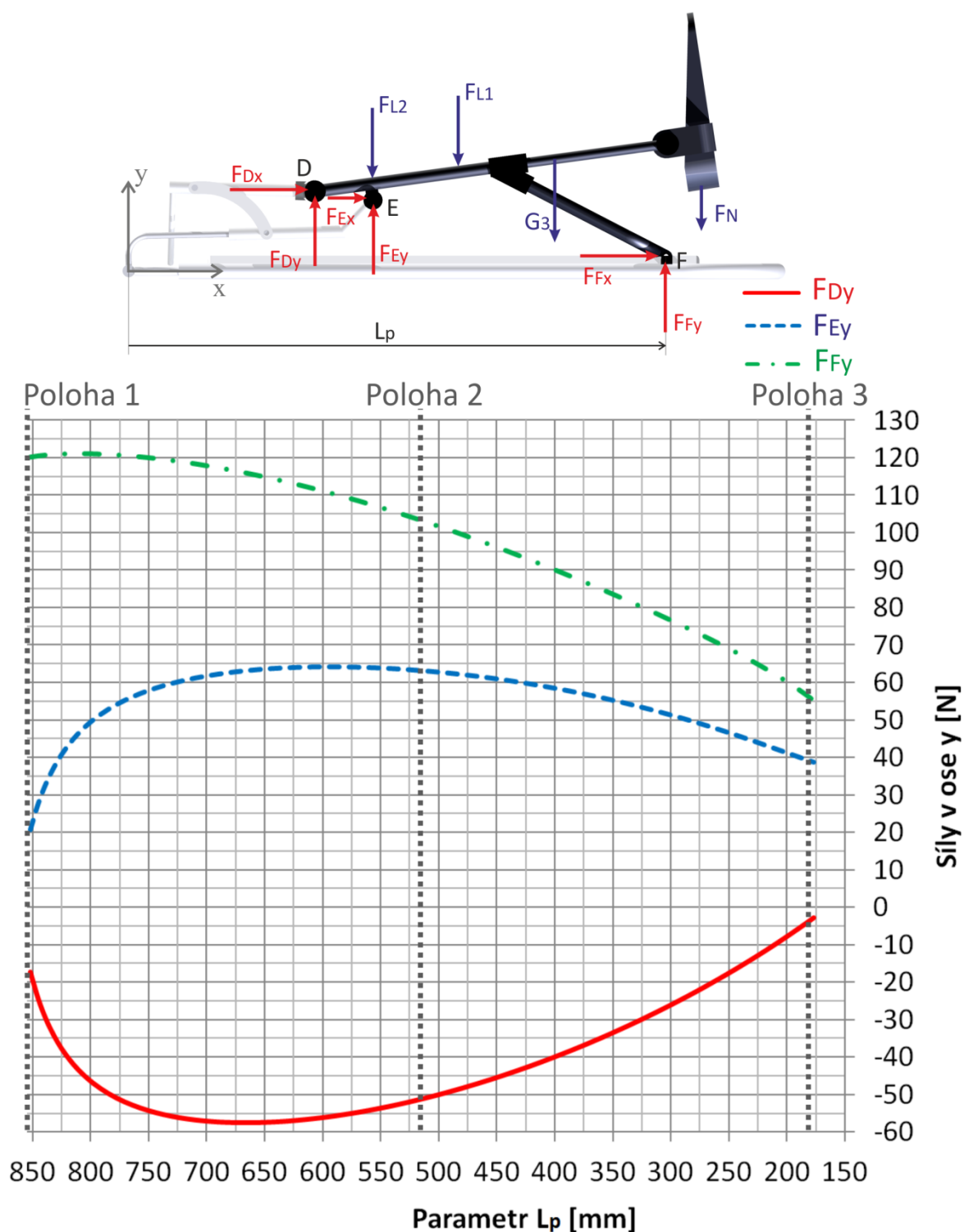
Obdobně jak v ose x tak i v ose y jsou síly F_{Ay} a F_{By} působící na člen 2 největší v počáteční poloze a postupně klesají. Síla F_{Ey} narůstá do hodnoty $L_p = 595,5$ mm a poté klesá také.

6.5.1 Průběh sil v ose x



48

6.5.2 Průběh sil v ose y

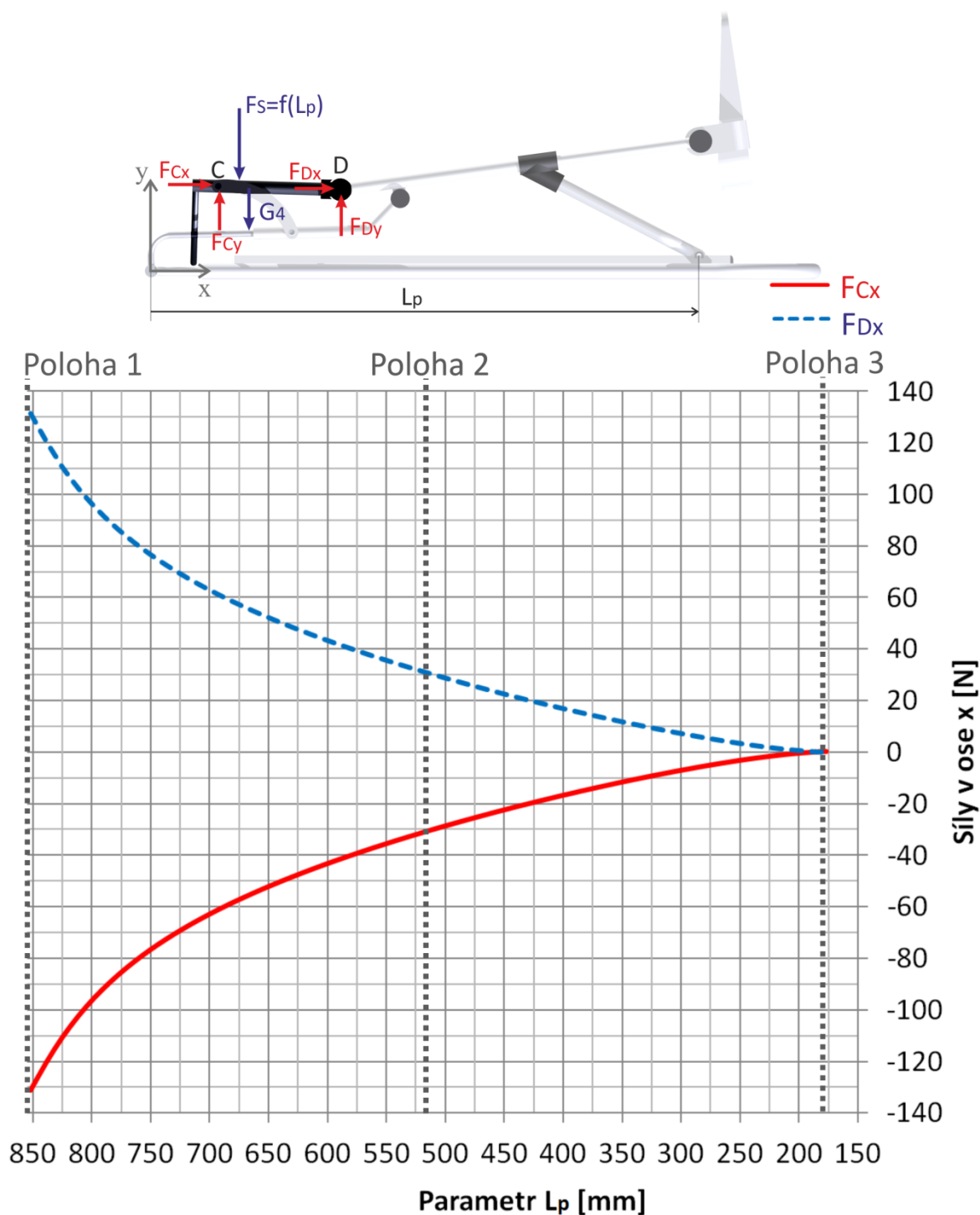


Obr. 6.7 – Průběh sil v ose y členu 3

Síly působící na člen 3 v ose y mají průběh v závislosti na parametru L_p dle obr 6.7. Síly od končetiny, které působí na tento člen jsou během analýzy konstantní. Síla F_{Fx} z předchozího obr. 6.6 a síla F_{Fy} z obr 6.7 představují velikost zatížení, které působí na hnací šroub v opačném smyslu. Tyto dvě síly jsou důležité pro návrh šroubu, na který tyto síly působí v opačném smyslu.

6.6 Rozbor zatížení členu 4

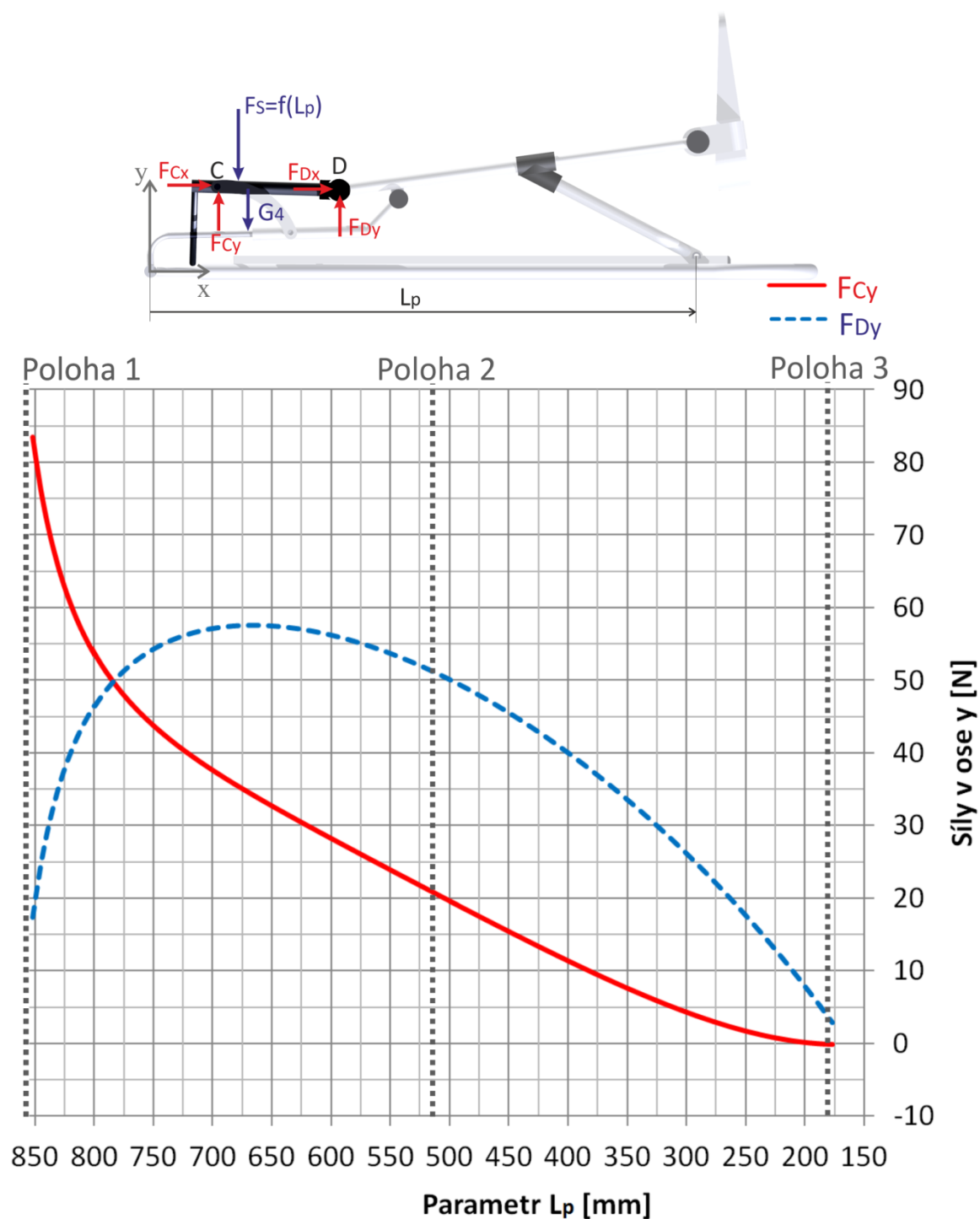
6.6.1 Průběh sil v ose x



Obr. 6.8 – Průběh sil v ose x členu 4

Síly F_{Cx} a F_{Dx} působící na člen 4 jsou stejné velikosti opačného smyslu, jelikož v ose x nepůsobí jiná síla. Hodnoty těchto sil nabývají maxima v počáteční poloze a v konečné poloze jsou téměř nulové.

6.6.2 Průběh sil v ose y

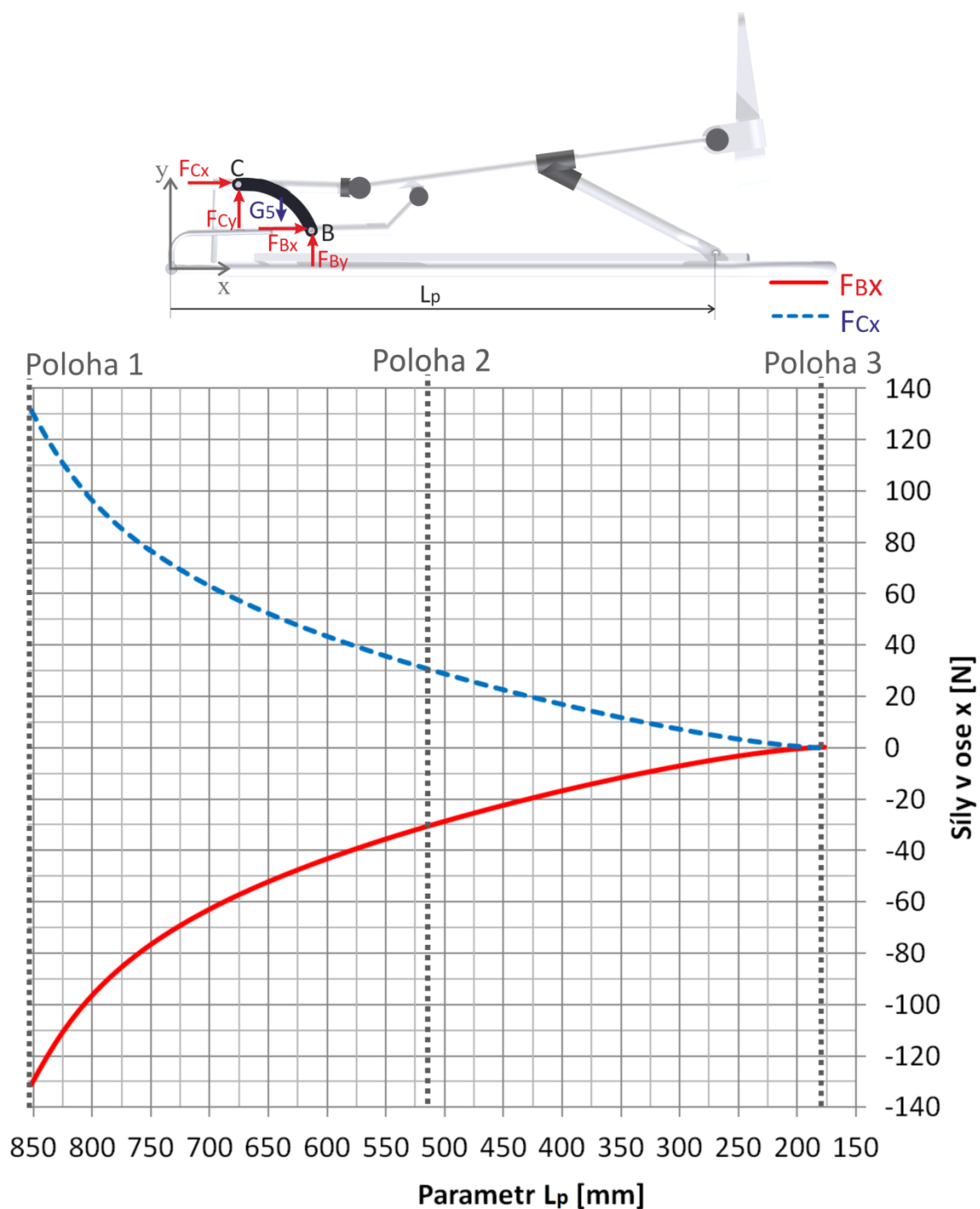


Obr. 6.9 – Průběh sil v ose y členu 4

Síly F_{Cy} a F_{Dy} působící na člen 4 v ose y nejsou stejné velikosti opačného smyslu, jelikož do rovnice rovnováhy vstupuje kromě tíhové síly G_4 od členu 4 také síla od stehna F_s . Hodnoty těchto sil jsou v konečné poloze také blízké nule a to díky průběhu síly od stehna F_s , která má v konečné poloze nulovou hodnotu.

6.7 Rozbor zatížení členu 5

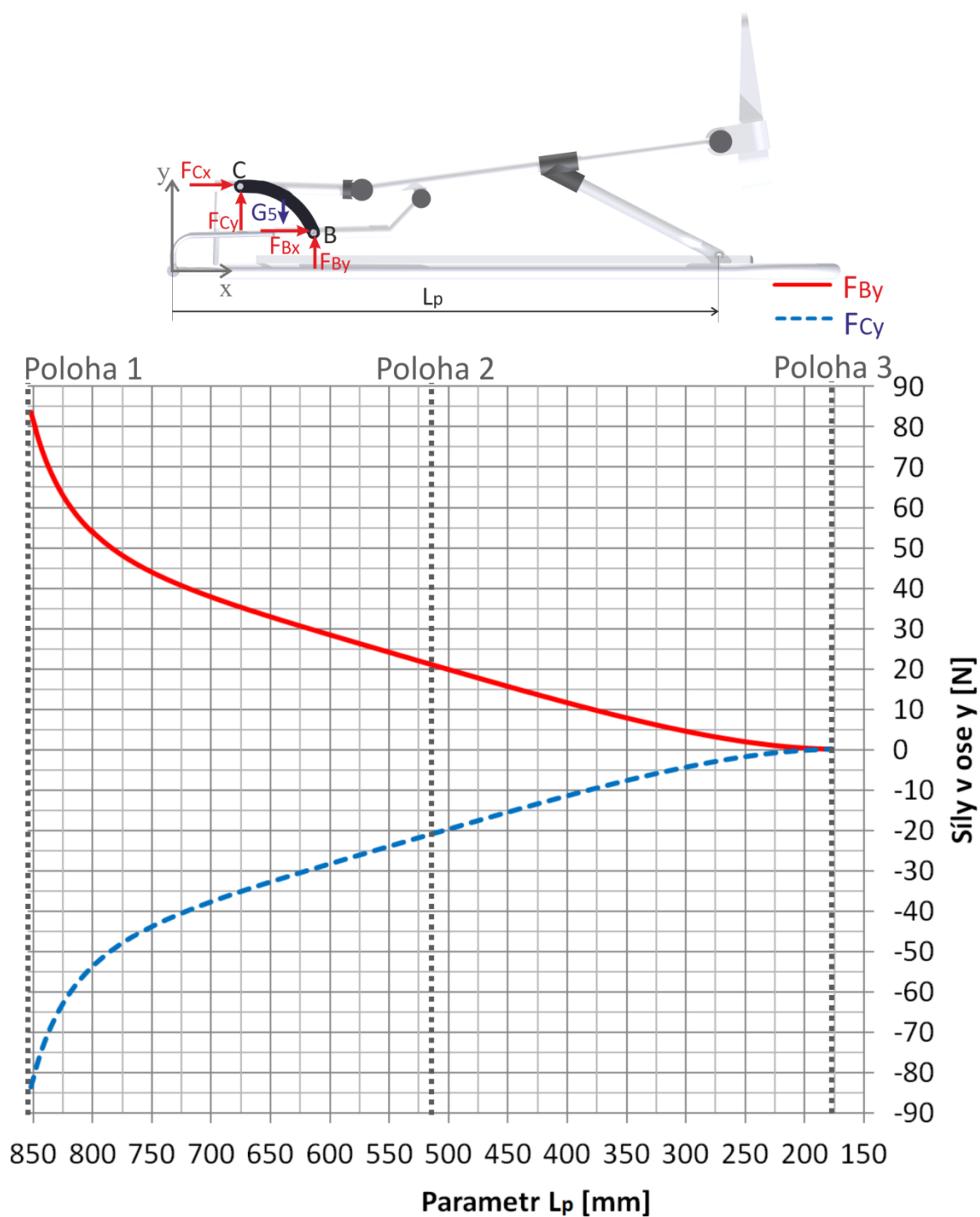
6.7.1 Průběh sil v ose x



Obr. 6.10 – Průběh sil v ose x členu 5

Obdobně jako u členu 4 tak i pro člen 5 mají síly F_{Bx} a F_{Cx} stejné velikosti opačného smyslu, jelikož ose x nepůsobí jiná síla. Hodnoty těchto sil nabývají maxima v počáteční poloze a v konečné poloze jsou téměř nulové. Velikosti jsou shodné s velikostmi daných reakcí v členech 2 a 4 akorát v opačném smyslu.

6.7.2 Průběh sil v ose y



Obr. 6.11 – Průběh sil v ose y členu 5

Síly F_{By} a F_{Cy} jsou téměř shodné opačného významu. Rozdíl mezi těmito silami je zapříčiněn gravitační silou od členu 5 $G_5 = 0,29$ N. Hodnoty sil F_{By} a F_{Cy} nabývají maxima v počáteční poloze a v konečné poloze jsou téměř nulové.

6.8 Shrnutí výsledků v tabulkách

V následujících tabulkách 6.5, 6.6 a 6.7 jsou uvedeny výsledky zatížení jednotlivých členů v závislosti na parametru L_p s přesností na jedno desetinné místo. Z celkového souboru dat je vybrán vždy první a pak každý desátý výsledek.

L_p [mm]	ČLEN 2					
	F_A [N]		F_B [N]		F_E [N]	
	x-ová složka	y-ová složka	x-ová složka	y-ová složka	x-ová složka	y-ová složka
852	178,9	106,1	131,2	-83,7	-310,2	-20,7
784,5	100,3	104,6	89,3	-50,0	-189,6	-52,8
717	70,2	102,1	67,1	-39,6	-137,3	-60,6
649,5	51,2	98,1	52,1	-32,8	-103,3	-63,5
582	37,0	92,7	40,4	-26,8	-77,4	-64,1
514,5	25,6	85,9	30,6	-21,0	-56,2	-63,1
447	16,1	77,9	22,1	-15,4	-38,2	-60,7
379,5	8,0	68,9	14,7	-10,0	-22,7	-57,2
312	1,0	59,3	8,2	-5,3	-9,2	-52,2
244,5	-5,5	49,4	2,9	-1,7	2,5	-45,9
177	-13,1	40,5	-0,1	-0,1	13,3	-38,7

Tab. 6.5 – Zatížení členu 2 v závislosti na parametru L_p

L _p [mm]	ČLEN 3					
	F _D [N]		F _E [N]		F _F [N]	
	x-ová složka	y-ová složka	x-ová složka	y-ová složka	x-ová složka	y-ová složka
852	-131,2	-17,3	310,2	20,7	-357,9	120,2
784,5	-89,3	-49,8	189,6	52,8	-200,7	120,9
717	-67,1	-56,6	137,3	60,6	-140,4	118,7
649,5	-52,1	-57,5	103,3	63,5	-102,3	114,8
582	-40,4	-55,4	77,4	64,1	-74,0	109,6
514,5	-30,6	-51,2	56,2	63,1	-51,2	103,2
447	-22,1	-45,2	38,2	60,7	-32,2	95,8
379,5	-14,7	-37,5	22,7	57,2	-16,0	87,4
312	-8,2	-28,0	9,2	52,2	-2,0	78,3
244,5	-2,9	-16,6	-2,5	45,9	11,0	68,1
177	0,1	-2,8	-13,3	38,7	26,3	55,1

Tab. 6.6 – Zatížení členu 3 v závislosti na parametru L_p

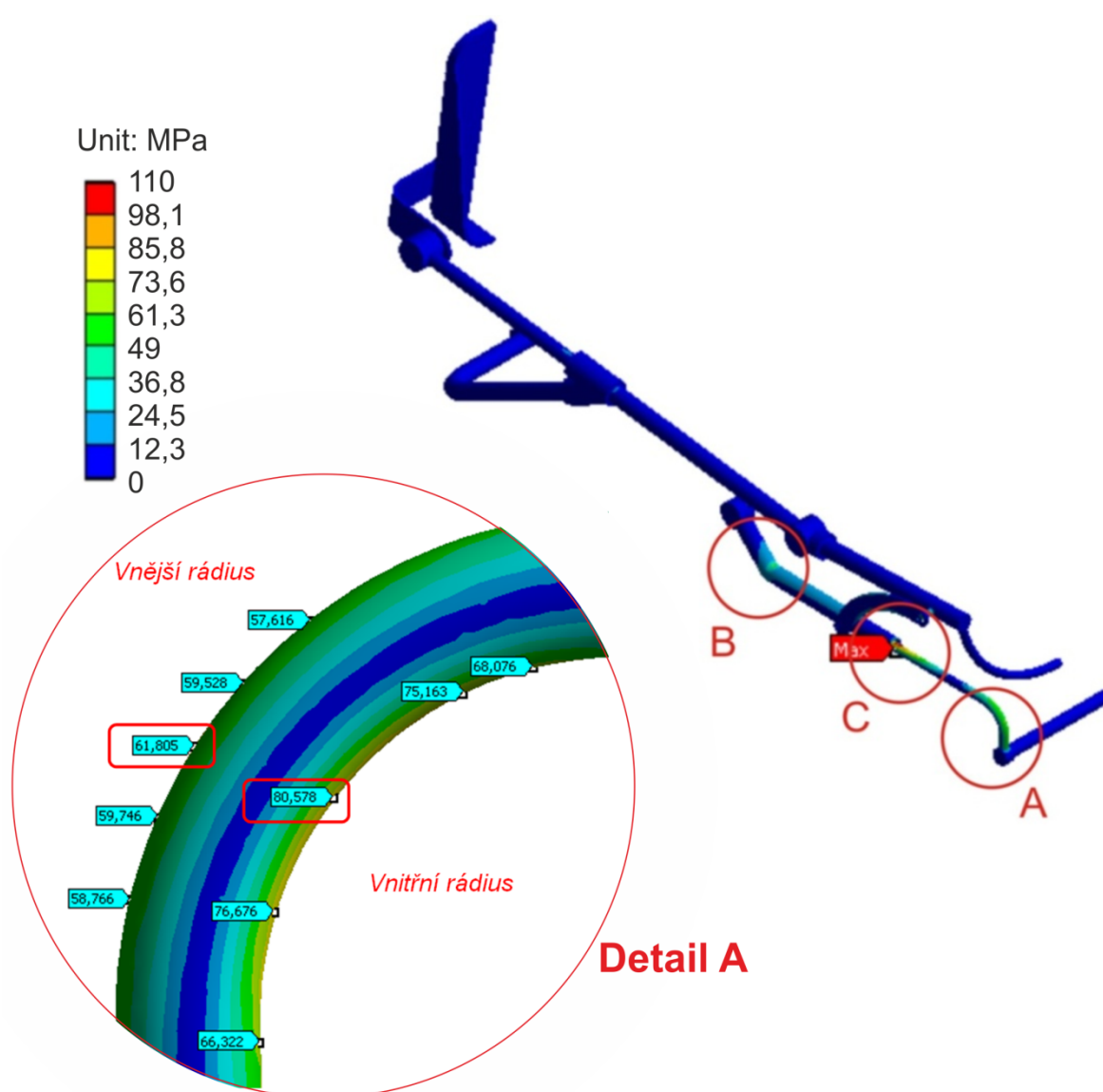
L _p [mm]	ČLEN 4				ČLEN 5			
	F _C [N]		F _D [N]		F _B [N]		F _C [N]	
	x-ová složka	y-ová složka	x-ová složka	y-ová složka	x-ová složka	y-ová složka	x-ová složka	y-ová složka
852	-131,2	83,4	131,2	17,3	-131,2	83,7	131,2	-83,4
784,5	-89,3	49,7	89,3	49,8	-89,3	50,0	89,3	-49,7
717	-67,1	39,4	67,1	56,6	-67,1	39,6	67,1	-39,4
649,5	-52,1	32,6	52,1	57,5	-52,1	32,8	52,1	-32,6
582	-40,4	26,6	40,4	55,4	-40,4	26,8	40,4	-26,6
514,5	-30,6	20,8	30,6	51,2	-30,6	21,0	30,6	-20,8
447	-22,1	15,1	22,1	45,2	-22,1	15,4	22,1	-15,1
379,5	-14,7	9,8	14,7	37,5	-14,7	10,0	14,7	-9,8
312	-8,2	5,0	8,2	28,0	-8,2	5,3	8,2	-5,0
244,5	-2,9	1,4	2,9	16,6	-2,9	1,7	2,9	-1,4
177	0,1	-0,2	-0,1	2,8	0,1	0,1	-0,1	0,2

Tab. 6.7 – Zatížení členu 4 a 5 v závislosti na parametru L_p

7 Využití výsledků

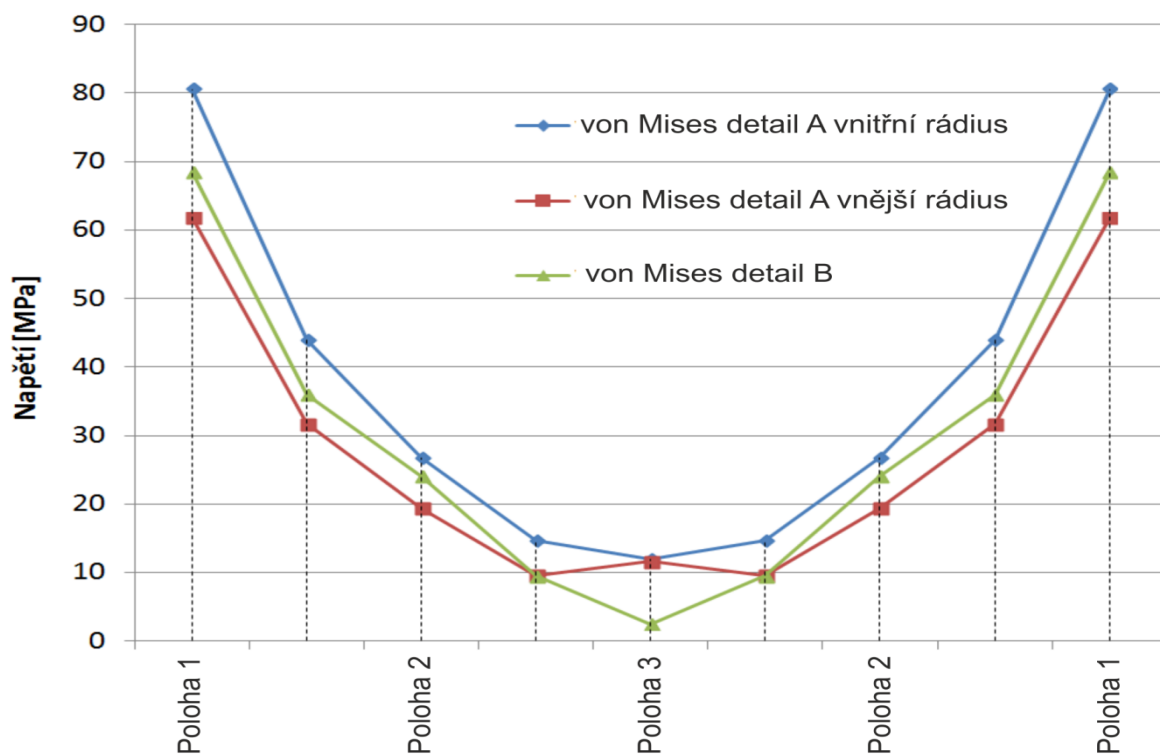
Výsledky z kinematické analýzy slouží jako představa závislosti jednotlivých úhlů v závislosti na parametru L_p . Dále pak je na obr. 5.7 znázorněna trajektorie kolenního kloubu, která může sloužit k porovnání s přirozeným pohybem kloubu pacienta nebo k porovnání s novou konstrukcí motodlahy.

Výsledkem dynamické analýzy je rozbor zatížení jednotlivých členů. Tyto výsledky mohou sloužit pro pevnostní analýzu jednotlivých členů. Jiný přístup k pevnostní analýze je znázorněn na obr. 7.1 s využitím symetrie celého modelu motodlahy. Výsledky nám dávají také přehled o tom, jaký člen v dané poloze nese největší zatížení v jednotlivých osách.



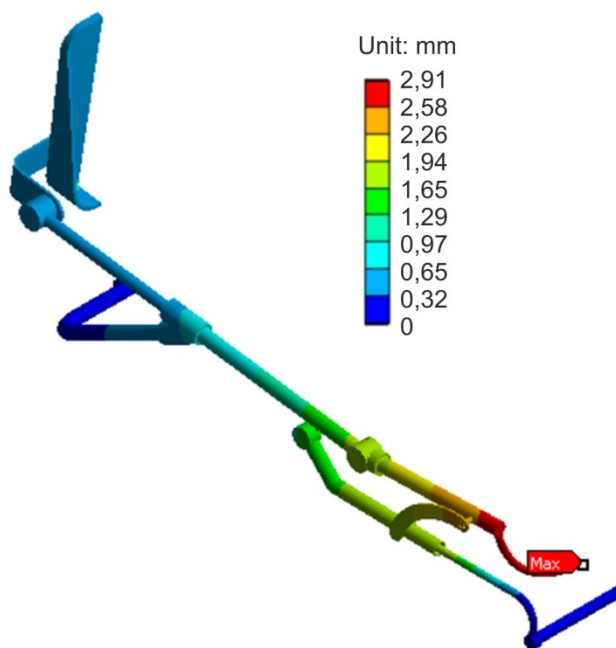
Obr. 7.1 – Výsledky ekvivalentního napětí (von Mises), varianta A, poloha 1 [16]

Průběh napětí pro variantu A



Obr. 7.2 – Průběh ekvivalentního napětí (von Mises) pro jednotlivé polohy, varianta A [16]

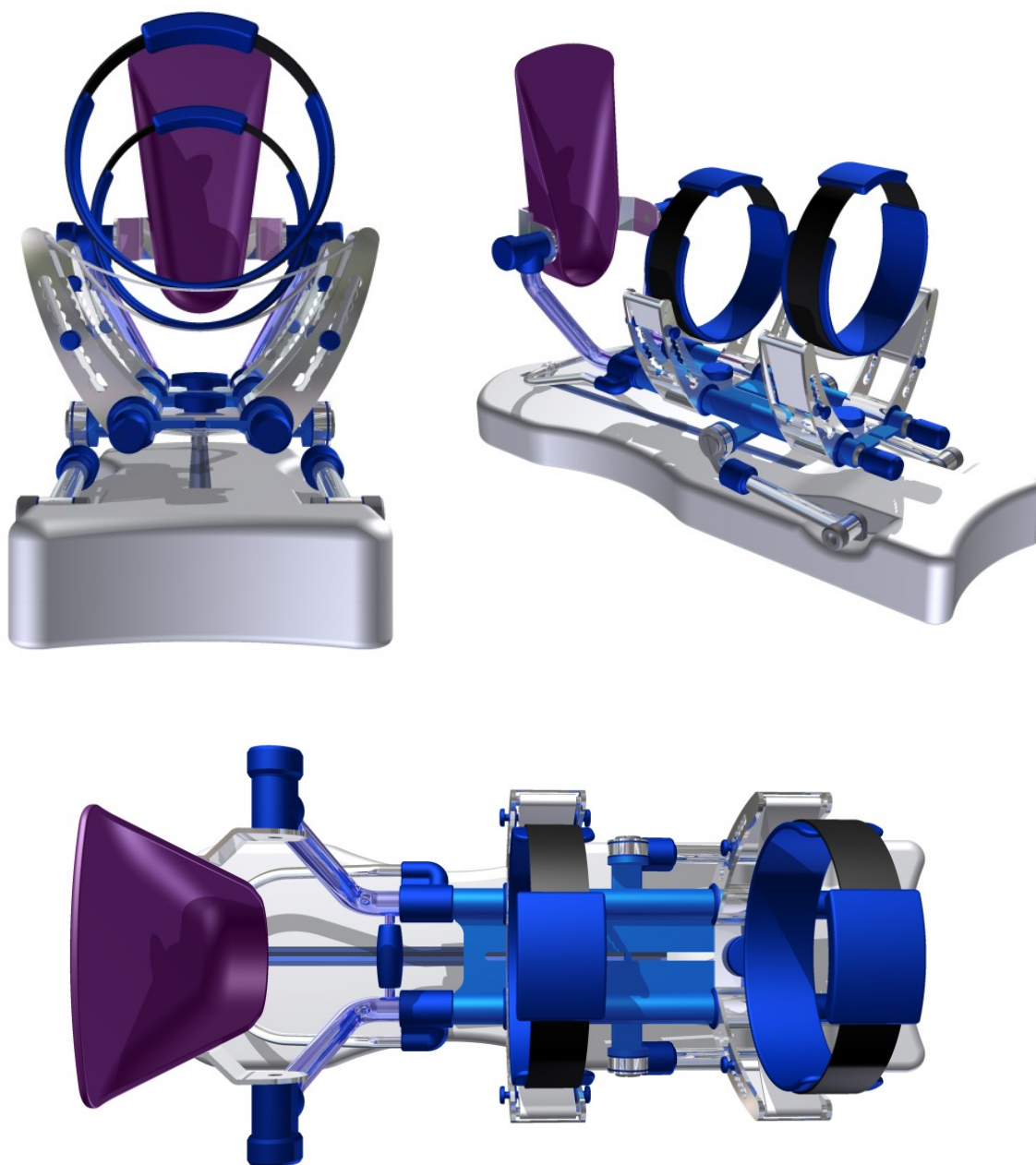
Průběh napětí pro jednotlivé polohy je znázorněn na obr. 7.2. Je porovnávána změna napětí na vnitřním a vnějším rádiu detailu A a také napětí v detailu B, viz obr. 7.1. Napětí je maximální v počáteční poloze 1 a postupně klesá při pohybu do konečné polohy 3. Maximální celkové posunutí je 2,91 mm znázorněno na obr. 7.3.



Obr. 7.3 – Výsledky celkového posunutí, varianta A, poloha 1 [16]

8 Nová konstrukce motodlahy

Nová konstrukce motodlahy oproti stávajícím a konkurenčním konstrukcím, disponuje především menším počtem dílů, jednoduchostí konstrukce a hlavně možností dobře uchytit také končetinu i s externím fixátorem. Externí fixátor (kruhový nebo unilaterální), jako dočasný implantát umístěný operačním zákrokem na vnější části končetiny, totiž svými rozměry značně omezuje možnosti stávajících konstrukcí motodlah. Nová konstrukce je také nová tím, že přímo reaguje na potřeby správné rehabilitace pacientů s externími fixátory [17].



Obr. 8.1 – Model nové pasivní kolenní motodlahy [17]

9 Závěr

Tato diplomová práce je zaměřena na rozbor kinematiky a dynamiky mechanismu pasivní kolenní motodlahy Artromot K1 Comfort používané k rehabilitaci pacientů v Trauma centru na Fakultní nemocnici Ostrava. Úvodní část popisuje výhody a cíle pasivní léčby a rozdělení pasivních motodlah dle způsobu použití. Dále pak jsou zde popsány části kolenní motodlahy, použité materiály, rozsah pohybu a možnosti nastavení.

V další kapitole je popsán program MSC Adams 2012, ve kterém je provedena analýza. Řešení kinematiky a dynamiky je provedeno přístupem multibody systémů, kde reálná tělesa jsou aproximována tuhými tělesy. V prostředí MSC Adams je úloha řešena jako prostorová, i když se jedná o rovinný mechanismus, jelikož byl k dispozici prostorový model z programu Autodesk Inventor 2012. Mechanismus disponuje jedním stupněm volnosti, kterým je posuv matice na šroubu. Pro kinematickou analýzu jsou zvoleny dvě varianty odpovídající maximální a minimální délce končetiny pacienta. Následující rozbor dynamiky je proveden pouze na variantě A odpovídající maximální délce končetiny, jelikož souvisí i s maximálním zatížením motodlahy od končetiny pacienta.

V kapitole řešení kinematiky jsou výsledky jednotlivých úhlů v závislosti na zvoleném řídicím parametru L_p zobrazeny v grafech a také v tabulkách pro obě varianty. Pro lepší přehlednost je nad grafy zobrazena počáteční, střední a koncová poloha motodlahy. Důležitý je průběh velikost úhlu kolenního kloubu α , jehož hodnota se zobrazuje pacientovi na dálkovém ovládání. Trajektorie kolenního kloubu může sloužit k porovnání s anatomicky správným pohybem kloubu pacienta nebo k porovnání s novou konstrukcí motodlahy.

V následující kapitole je proveden rozbor zatížení motodlahy od gravitační tíhy končetiny pacienta. Gravitační síly jsou rozloženy do působišť v 3D modelu. Do výpočtu je zahrnuta také vlastní gravitační tíha jednotlivých členů motodlahy. Výsledky dynamické analýzy jsou rovněž uvedeny v grafech a tabulkách. Pro každý člen jsou reakce znázorněny v jednotlivých osách. Výsledky mohou být nápomocné při řešení pevnostní analýzy jednotlivých členů, kdy je možné aplikovat síly v různých polohách nebo při únavové analýze. Textová část a modely jednotlivých variant nastavení motodlahy vytvořené v softwaru MSC Adams jsou k dispozici na CD-ROMu (viz příloha C).

Tato práce vznikla ve spolupráci s Fakultní nemocnicí v Ostravě, Úrazovou nemocnicí v Brně a českými výrobci lékařských nástrojů MEDIN a.s. (Nové Město na Moravě) v rámci projektu výzkumu a vývoje MPO FR-TI3/818 – Zevní fixace. Výsledky diplomové práce byly publikovány na mezinárodní konferenci 15th International Scientific Conference Applied Mechanics 2013 (viz příloha A) a některé výsledky budou také publikovány v časopise „Sborník vědeckých prací VŠB-TUO“ (viz příloha B).

10 Seznam použité literatury

- [1] *Motodlaha* [online]. 2009 [cit. 2013-01-12]. Dostupné z www: < www.lekari-online.cz/rehabilitace/zakroky/motodlaha-motorova-dlaha >.
- [2] *Fyzioterapeutické postupy* [online]. 2011 [cit. 2013-01-12]. Dostupné z www: < www.ladara.eu/p/masaze/26 >.
- [3] *CPM terapie* [online]. 2013 [cit. 2012-01-16]. Dostupné z www: < www.ormedent.cz/m8-cmp-terapie.html >.
- [4] MARKS, J.H.; *Rodinná encyklopedie zdraví*. Dorlong Kindersley, London, 1998. 1184s. ISBN 80-7176-872-3.
- [5] *Motodlahy* [online]. 2010 [cit. 2013-01-16]. Dostupné z www: < www.mediset.cz/rehabilitacni_pomucky/motodlahy.htm >.
- [6] *Motodlahy* [online]. 2013 [cit. 2013-01-18]. Dostupné z www: < www.allegromedical.com >.
- [7] *Slovník cizích slov* [online]. 2006 [cit. 2013-02-10]. Dostupné z www: < www.slovník-cizich-slov.abz.cz >.
- [8] *CPM* [online]. 2013 [cit. 2013-02-10]. Dostupné z www: < www.gymna.be >.
- [9] *Motodlaha pro dolní a hlezenní kloub* [online]. 2013 [cit. 2013-02-10]. Dostupné z www: < www.medi-shop.gr/CPM/Artromot-SP3 >.
- [10] *Kolenní motodlaha* [online]. 2013 [cit. 2013-02-15]. Dostupné z www: < www.selt.cz/ambulance.php?article=2008020013-motodlahy >.
- [11] HAJŽMAN, M. *Pomocný text k proniknutí do základů práce se systémem ADAMS*. 2005. 6s.
- [12] OTAHAL, S., *Základy biomechaniky* [online]. 2007 [cit. 2013-02-25]. Dostupné z www: < www.ftvs.cuni.cz/elstudovna/index.php?page=abi >.
- [13] KONVIČKOVÁ, S., VALENTA, J.; *Biomechanika kloubů člověka a jejich náhrady*. VIENELA Štroffek, Praha, 2000. 379s. ISBN 80-7099-443-6. [14] *Modul pružnosti* [online]. 2013 [cit. 2013-03-24]. Dostupné z www: < www.fyzika.sk/Data/tab2.htm >.
- [15] ŽILKA, L., FRYDRÝŠEK, K., PLEVA, L., PAŠA, L., MICHAL, P.; *Průběžná zpráva o řešení projektu výzkumu a vývoje MPO FR-TI3/818 Zevní fixace za rok 2012*. Dostupné z www: < <http://aplmech.vsb.cz/zevni-fixace/> >.
- [16] VESELÝ I.; *Pasivní kolenní motodlaha v traumatologii – pevnostní analýza: Diplomová práce*. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, Katedra pružnosti a pevnosti, 2013.
- [17] FRYDRÝŠEK, K., FOUSEK, R., KRAČMÁR, J., JOŘENEK, J., UČEŇ, O., KUBÍN, T., SLÁDEČEK, V.; *Variabilní pasivní kolenní motodlaha pro rehabilitace*, Funkční vzorek ev.č.:258/20-12-2012_F, VŠB-TU Ostrava, 2012

11 Seznam příloh

Příloha A: Applied Mechanics 2013

Theisz, G., Veselý, I., Frydryšek, K., Fousek, R., Sládeček, V., Pleva, L.; Continuous Passive Motion Splint Applied in Traumatology and Ortopaedics,
15TH International Scientific Conference APPLIED MECHANICS 2013 Conference Proceedings;
April 15-18, 2013, Velké Karlovice, Czech Republic, , ISBN 978-80-248-2978-4

Příloha B: Sborník VŠB-TU Ostrava

Theisz, G., Veselý, I., Frydryšek, K., Fousek, R., Sládeček, V., Pleva, L.; Continuous Passive Motion Splint Applied in Traumatology and Ortopaedics,

Příloha C: CD-ROM

Modely jednotlivých variant nastavení motodlahy v softwaru MSC Adams
Textová část v elektronické podobě